



Leticia Cerri Marxa

**Efeito de diferentes protocolos de polimento e repolimento de
consultório (intraoral) nas propriedades físicas, químicas e mecânicas
de cerâmica para o sistema CAD/CAM após simulação *in vitro* de 3 e 6
anos de uso clínico**

Araçatuba - SP

2019



Letícia Cerri Marxa

**Efeito de diferentes protocolos de polimento e repolimento de
consultório (intraoral) nas propriedades físicas, químicas e mecânicas
de cerâmica para o sistema CAD/CAM após simulação *in vitro* de 3 e 6
anos de uso clínico**

Dissertação apresentada à Faculdade de Odontologia de
Araçatuba – UNESP, para a obtenção do Título de Mestre
em Odontologia – Área de Concentração Prótese Dentária

Orientador: Prof. Ass. Dr. Aldiéris Alves Pesqueira

Coorientadora: Prof^a Adj. Daniela Micheline dos Santos

Araçatuba - SP

2019

Catálogo na Publicação (CIP)

Diretoria Técnica de Biblioteca e Documentação – FOA / UNESP

- | | |
|-------|---|
| M477e | <p>Mazza, Letícia Cerri.</p> <p>Efeito de diferentes protocolos de polimento e repolimento de consultório (intraoral) nas propriedades físicas, químicas e mecânicas de cerâmica para o sistema CAD/CAM após simulação <i>in vitro</i> de 3 e 6 anos de uso clínico / Letícia Cerri Mazza. - Araçatuba, 2019</p> <p>75 f. : il. ; tab.</p> <p>Dissertação (Mestrado) – Universidade Estadual Paulista, Faculdade de Odontologia de Araçatuba</p> <p>Orientador: Prof. Aldiéris Alves Pesqueira</p> <p>Coorientadora: Profa. Daniela Micheline dos Santos</p> <p>1. Projeto auxiliado por computador 2. Módulo de elasticidade 3. Cerâmica I. T.</p> <p>Black D3
CDD 617.6</p> |
|-------|---|

Claudio Hideo Matsumoto CRB-8/5550



Dedicatória

Dedicatória

**Aos meus pais e amigos, especialmente, a Thamires Góes que sempre será
lembrada em nossos corações.**

*Agradecimentos
Especiais*

Agradecimentos Especiais

Aos meus pais Carlos e Néia que me ajudaram a estar aqui hoje e aos meus irmãos.

Ao meu orientador **Professor Aldiéris Alves Pesqueira**, por ter acreditado em mim desde o início, por ter me ajudado tanto durante a Iniciação Científica e o Mestrado. Fico imensamente feliz em ser sua orientada. Serei eternamente grata por cada oportunidade dada a mim. Obrigada pelos ensinamentos, pelas broncas, pelas brincadeiras e pelas broncas em formas de brincadeiras. Espero que conquistemos todos os nossos objetivos.

A minha coorientadora **Professora Daniela Micheline dos Santos**, por toda a assistência, carinho, atenção e dedicação. Você faz muita falta aqui nesse departamento, estamos com saudades. Além disso, obrigada pela paciência, pelas brincadeiras e pela amizade.

Ao **Professor Rodrigo Antônio de Medeiros** por toda a ajuda e por nos fornecer a cerâmica de dissilicato de lítio utilizada no estudo.



Agradecimentos

Agradecimentos

À **Faculdade de Odontologia de Araçatuba**, na pessoa do seu Diretor, Professor **Wilson Roberto Poi** e no do coordenador do programa de pós-graduação em Odontologia, Professor **André Luiz Fraga Briso**, pelo acolhimento e oportunidade de realização do curso de Mestrado. Agradeço pelo empenho e dedicação para o crescimento do Programa e Pós-Graduação em Odontologia da FOA.

Agradeço a **Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES)** pela bolsa nos dois anos de Mestrado e a todos os **Professores do Departamento de Materiais Odontológicos e Prótese**.

Agradeço a confiança e o carinho de todos os alunos de graduação os quais pude auxiliar em seus projetos, em especial ao **Arthur Lacerda, Caroline Jorge e Letícia Gimenez, Adriane Seolin, Júlia Rinaldi, Roberta Kanda, João Paulo e Lucas Piacenza**. Vocês são pessoas incríveis, totalmente dedicadas, um pouco birutinhos, mas com um futuro brilhante pela frente.

Agradeço a **Professora Karina Helga Turcio** pela oportunidade de acompanhar a disciplina de Prótese Parcial Removível durante o ano de 2018, muito obrigada pelo carinho e todos os ensinamentos.

Agradeço a **Professora Aline Takamiya** pelo carinho que você tem por nós, e por toda a ajuda durante o mestrado e futuramente no doutorado. Ao **Professor Daniel**

Bernabé que sempre esteve disposto a ensinar, eu o admiro muito, obrigada por aceitar meu convite para compor a banca da minha Dissertação.

Agradeço a todos meus colegas de pós-graduação **Sandro Basso, Marcio Campaner, Betina Commar, Murilo Junior, Jéssica Marcela, Lurian Minatel, João Limírio, Juliana Brunetto, Ana Teresa, Lais Sara e Guilherme Fiorin** pela ajuda, companheirismo e risadas compartilhadas não só na Faculdade.

Agradeço a minha amiga e colega de pós-graduação **Emily Silva** pela amizade, por todos os conselhos e toda a ajuda nas estatísticas da vida, sem você eu não teria conseguido, muito obrigada mesmo.

Agradecimento especial aos meus companheiros iniciais **Sandro Bitencourt e Marcio Campaner**, obrigada pela confiança, companheirismo, brigas, risadas e mais brigas. E podem contar comigo para tudo. Obrigada pelos conselhos do tipo “ah, já tá aí mesmo, termina né” nas vezes que pensei em desistir, essa sabedoria vou levar pra sempre comigo.

Obrigada aos meus amigos **Marina Cavinatti, Caroline Arai, Danielle Almeida, Débora Migliorucci, Luiza Covre, Luiz Guilherme Fiorin, Guilherme Biaggi, Bruna Tatibana, Gustavo Lopes e Murilo Junior**, por literalmente me aguentarem todos esses anos e por todas as felicidades compartilhadas.

Agradeço ao **Wesley Pires** por ter me ajudado muito, por ter me aguentado, me apoiado e me entendido. E obrigada por me acompanhar em tudo, por nunca me julgar e por cuidar tão bem de mim e da Reyzinha.

Agradeço às minhas irmãs do coração **Aline Nascimento e Thais Fortes** por todo o companheirismo e amizade por todos esses anos, amos vocês e também ao irmão que ganhei de tabela **Matheus Torres**. Em especial agradeço a **Thais** por realmente honrar seu sobrenome Fortes, você me ensina muito todo dia, me ajuda muito e sei que posso contar com você para qualquer coisa, e é bom demais ter essa segurança de ter alguém para correr quando precisar. Mas obrigada também por me iludir durante todos esses anos com frases “Calma, quando você passar no vestibular e ir embora as coisas vão melhorar”, depois “Calma, quando você formar e ter seu dinheirinho as coisas vão melhorar”, depois de formada “Calma, depois do mestrado você vai ganhar seu dinheirinho e as coisas vão melhorar, você vai ver”, então, estamos aí esperando sabe. Brincadeiras à parte, muito obrigada por todo amor e por você e o Matheus terem colocado o Miguelzinho no mundo para melhorar nossas vidas.

Agradeço a minha amiga e companheira **Bruna Egumi Nagay** que mesmo longe sei que sempre torceu e torce por mim, e você faz uma tremenda falta no meu cotidiano.

Aos professores da Faculdade de Engenharia de Sorocaba, **Elidiane Rangel** e **Nilson Cruz**, pela ajuda e disponibilização dos equipamentos para a realização das análises. Ainda, agradeço aos alunos e funcionários do Laboratório de Plasmas Tecnológicos (LapTec).

Aos funcionários do Departamento, **Magda, Dalete, Jander, Eduardinho e em especial ao Carlão** que me ajudou na preparação dos espécimes, obrigada a todos pelo apoio e companheirismo durante o período em que convivi com vocês. Obrigada a todos.



Epígrafe

Epígrafe

“Inteligência é a habilidade de se adaptar às mudanças”

Stephen Hawking



Resumo

Mazza LC. Efeito de diferentes protocolos de polimento e repolimento de consultório (intraoral) nas propriedades físicas, químicas e mecânicas de cerâmica para o sistema CAD/CAM após simulação *in vitro* de 3 e 6 anos de uso clínico [dissertação]. Araçatuba: Faculdade de Odontologia da Universidade Estadual Paulista; 2019.

Resumo

O melhor método para atingir uma superfície lisa das cerâmicas odontológicas é uma questão de controvérsia, devido à falta de um protocolo estabelecido na literatura. Atualmente, há o questionamento se os kits de polimento para consultório resultam em um acabamento e polimento superior ou semelhante ao obtido com o glaze, sendo esta questão de suma importância. Dessa forma, o presente estudo teve como objetivo avaliar as características físicas, químicas e mecânicas da cerâmica de dissilicato de lítio para o sistema CAD/CAM, submetida a diferentes protocolos de polimento e após diferentes ciclos de envelhecimento térmico, com e sem repolimento. Foram confeccionados 204 espécimes (14x4x1,2 mm) divididos em 07 grupos, de acordo com os polimentos realizados em suas superfícies e ciclos de ciclagem térmica (CT). Três sistemas de polimento foram avaliados: Glaze, Kit de polimento Ceramisté (Shofu) e Kit de polimento OptraFine (Ivoclar). O envelhecimento ocorreu por meio de diferentes testes: T1 - armazenamento em água destilada por 24 horas (controle); T2 - após 21.900 ciclos de 5 e 55°C por 30 segundos de CT (CT1); T3 - após 43.800 ciclos de CT (CT2); e após 21.900 ciclos de CT + repolimento dos espécimes + 21.900 ciclos de CT. Foram consideradas 5 variáveis de resposta: (1) rugosidade superficial (Ra), (2) energia de superfície (ES), (3) microscopia eletrônica de varredura (MEV) associada a espectroscopia de energia dispersiva (EED), (4) resistência à flexão (RF) e (5) módulo de elasticidade (ME). Os dados quantitativos foram submetidos à análise estatística ANOVA (2 fatores) e teste de Tukey, com nível de significância de 5%. Os resultados de Ra mostraram diferença estatística entre todos os grupos, sendo que o Grupo Glaze, apresentou menores valores. Para ES, houve diminuição dos valores após 43.800 ciclos de ciclagem térmica em todos os grupos. As imagens de MEV mostraram uma superfície mais lisa e homogênea nos espécimes do Grupo Glaze e mais rugosas e com depressões nos espécimes do Grupo Desgaste com ponta diamantada. Na RF, após 43.800 ciclos de ciclagem térmica, o Grupo Glaze apresentou maiores valores, sendo diferente estatisticamente de todos os outros grupos ($p < 0,001$). Não houve diferença estatística entre os grupos que receberam polimento e repolimento com os Kits de polimento intraorais. No ME os grupos que receberam o glaze apresentaram maiores valores do que os demais

grupos. O repolimento favoreceu na caracterização de superfície dos espécimes, porém, não influenciou na resistência à flexão e no módulo de elasticidade, exceto o grupo que recebeu polimento com o kit OptraFine. Em todas as análises quantitativas, o envelhecimento através da ciclagem térmica influenciou negativamente nas propriedades avaliadas, exceto para a análise de ES que, em geral, após o envelhecimento, houve uma diminuição dos valores.

Palavras-chave: Projeto auxiliado por computador. Cerâmica. Módulo de elasticidade.



Abstract

Mazza LC. Effect of different polishing and repolishing protocols (intraoral) on the physical, chemical and mechanical properties of ceramics for the CAD / CAM system after in vitro simulation of 3 and 6 years of clinical use [dissertation]. Araçatuba: UNESP – São Paulo State University; 2019.

Abstract

The best method to achieve a smooth surface of dental ceramics is a controversy, due to the lack of a protocol established in the literature. Nowadays, the question is whether office polishing kits result in superior finishing and polishing or similar to that obtained with glaze, being this issue of utmost importance. In this way, the present study aimed to evaluate the physical, chemical and mechanical of lithium disilicate ceramics for the CAD / CAM system, submitted to different clinical polishing protocols and after cycles of thermal fatigue with and without repolishing. A total of 204 specimens of 14x4x1.2mm dimensions was prepared and divided into 07 groups according to the polishes performed on their surfaces and thermal cycling cycles (TC). Three polishing systems will be evaluated: Glaze, Ceramisté Polishing Kit (Shofu) and OptraFine Polishing Kit (Ivoclar). The aging was performed by different tests: T1- storage in distilled water for 24 hours (Control); T2 - after 21,900 cycles of 5 and 55°C for 30 seconds of TC (TC1); T3 - after 43,800 cycles of TC (TC2) and after 21,900 cycles of TC + repolishing of the specimens + 21,900 cycles of TC. Five response variables were considered: (1) surface roughness (Ra), (2) surface energy (SE), (3) scanning electron microscopy (SEM) associated with energy dispersive spectroscopy (EDS), (4) flexural strength (FS), and (5) modulus of elasticity (ME). The quantitative data were submitted to ANOVA (two way) and Tukey test with significance level of 5%. The results of Ra showed statistical difference among all groups, and the Glaze Group showed lower values. For SE, there was a decrease in values after 43,800 cycles of thermal cycling in all groups. The SEM images showed a smoother and homogeneous surface in Glaze Group specimens and were more rough and with depressions in the Group Diamond wear specimens. In FS, after 43,800 cycles of thermal cycling, the Glaze Group presented higher values, being statistically different from all other groups ($p < 0.001$). There was no statistical difference between the groups that received polishing and repolishing with the intraoral polishing Kits. In ME, the groups that received glaze had higher values than the other groups. The repolishing protocol favored the surface characterization of the specimens, but did not influence flexural strength and modulus of elasticity, except the group that was polished with the OptraFine kit. In all quantitative analyzes, aging through thermal cycling had a negative

influence on the evaluated properties, except for ES analysis, which, in general, after aging, decreased values.

Key-words: ceramic, Computer-Aided Design, elastic modulus



Listas e Sumário

Lista de Figuras

Figura 1	Fluxograma contendo distribuição, número dos espécimes, análises e os tempos realizados.....	36
Figura 2	Desenho esquemático dos espécimes de dissilicato de lítio com dimensão de 14x4x1,2 mm.....	37
Figura 3	Figura ilustrativa da técnica da gota séssil e o ângulo de contato formado por os dois líquidos testes.	40
Figura 4	A) gráfico com valores de Rugosidade Superficial- Ra (μm) dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio nos tempos: Inicial, C, CT1 e CT2 de todos os polimentos testados. B) Gráfico com valores de Rugosidade Superficial- Ra (μm) comparando os grupos que receberam polimento com os Kits de polimento intraoral (PC e PO), grupos com e sem repolimento, no tempo CT2. Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos testados (dentro do mesmo período), e letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os tempos (dentro do mesmo grupo)	47
Figura 5	A) gráfico com valores de energia de superfície (γ) dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio nos tempos: Inicial, C, CT1 e CT2 de todos grupos de polimentos testados. B) Gráfico com valores de Energia de superfície (γ) comparando os grupos que receberam polimento com os Kits de polimento intraoral (PC e PO), grupos com e sem repolimento, no tempo CT2. Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos testados (dentro do mesmo período), e letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os tempos (dentro do mesmo grupo)	49
Figura 6	Imagens de MEV (x1000) da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após C.	50
Figura 7	Imagens de MEV (x1000) da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após CT1.	51
Figura 8	Imagens de MEV (x1000) da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após CT2.	51
Figura 9	Imagens de MEV (x1000) da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio dos grupos que receberam polimento com os Kits PC e PO, e dos grupos que receberam o repolimento após CT1, e analisados após CT2.....	52

Figura 10	EED da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após C.	52
Figura 11	EED da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após CT1.	53
Figura 12	EED da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após CT2.	53
Figura 13	EED da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio dos grupos que receberam polimento com os Kits PC e PO, e dos grupos que receberam o repolimento após CT1, e analisados após CT2.....	54
Figura 14	A) gráfico com valores de resistência à flexão dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio nos tempos C, CT1 e CT2 de todos os polimentos testados. B) Gráfico com valores de resistência à flexão comparando os grupos que receberam polimento com os Kits de polimento intraoral (PC e PO), grupos com e sem repolimento após CT1, analisados após CT2. Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos testados, e letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os tempos dentro do mesmo grupo.	56
Figura 15	A) gráfico com valores de módulo de elasticidade dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio nos tempos C, CT1 e CT2 de todos os polimentos testados. B) Gráfico com valores de módulo de elasticidade comparando os grupos que receberam polimento com os Kits de polimento intraoral (PC e PO), grupos com e sem repolimento após CT1, analisados após CT2. Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos testados, e letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os tempos dentro do mesmo grupo.	58
Figura 16	A) Cortadeira Metalográfica (Isomet; Buehler). B) Bloco IPS e.max CAD posicionado para corte com disco diamantado. C) Espécimes IPS e.max CAD com dimensões 14x4x1,5 mm pré-sinterizados.....	74
Figura 17	A) Espécimes fixados em uma base acrílica para realização do acabamento. B) Acabamento em politriz automática (AutoMet 250, Buehler, Illinois, EUA).....	74
Figura 18	Espécime de IPS e.max CAD após sua sinterização e aplicação do glaze posicionado em uma matriz metálica com nicho de profundidade de 1,2 mm para desgaste de 0,3 mm em uma das faces com ponta diamantada (852F Jota, Switzerland) por 10 segundos com resfriamento de ar/água.....	74

Figura 19	Espécime de IPS e.max CAD sinterizado e posicionado em uma matriz metálica para realização do polimento. Sequência de polimento do Kit de polimento Ceramisté (Shofu) composto por 3 pontas: Ceramisté Standart para pré-polimento; Ceramisté Ultra para polimento; Ceramisté Ultra II para polimento de alto brilho.	75
Figura 20	Espécime de IPS e.max CAD sinterizado e posicionado em uma matriz metálica para realização do polimento. Sequência de polimento do o Kit de polimento OptraFine (Ivoclar Vivadent AG), composto por 3 pontas e uma pasta diamantada: OptraFine F para acabamento; OptraFine P para polimento; OptraFine HP polimento com escova de nylon e pasta diamantada (2-4 µm).....	75
Figura 21	Espécime de IPS e.max CAD posicionado no dispositivo de resistência à flexão de 3 pontos.	75

Lista de Tabelas

Tabela 1	Divisão dos grupos de acordo com os polimentos realizados.....	35
Tabela 2	Material, composição e fabricante dos materiais utilizados no estudo.....	37
Tabela 3	Ciclos de ciclagem térmica utilizados no estudo e sua correlação com o tempo de uso clínico em boca.....	42
Tabela 4	ANOVA dois fatores teste de rugosidade superficial grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO em todos os períodos.....	46
Tabela 5	ANOVA dois fatores teste de rugosidade superficial grupos GGDC, GGDCR, GGDO e GGDOR inicial e após CT2.....	46
Tabela 6	ANOVA dois fatores teste de energia de superfície grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO.....	48
Tabela 7	ANOVA dois fatores teste de energia de superfície grupos GGDC, GGDCR, GGDO e GGDOR inicial e após CT2.....	48
Tabela 8	ANOVA dois fatores teste de resistência à flexão grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO.....	55
Tabela 9	ANOVA um fator teste de resistência à flexão grupos GGDC, GGDCR, GGDO e GGDOR inicial e após CT2.....	55
Tabela 10	ANOVA dois fatores teste de módulo de elasticidade grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO.....	57
Tabela 11	ANOVA um fator teste de módulo de elasticidade grupos GGDC, GGDCR, GGDO e GGDOR inicial e após CT2.....	57

Lista de Abreviaturas e Siglas

- ✓ CAD/CAM – desenho assistido por computador/manufatura assistida por computador
- ✓ ES – energia de superfície
- ✓ PC – Kit de polimento Ceramisté (Shofu)
- ✓ PO – Kit de polimento OptraFine (Ivoclar)
- ✓ T0 – inicial
- ✓ (C) controle = (T1) – 24 horas em água destilada
- ✓ CT1 = (T2) – ciclagem térmica de 21.900 ciclos
- ✓ CT2= (T3) – ciclagem térmica de 43.800 ciclos
- ✓ GG – grupo glaze
- ✓ GGD – grupo glaze desgaste
- ✓ GGDG – grupo glaze desgaste glaze
- ✓ GGDC – grupo glaze desgaste “Ceramiste”
- ✓ GGDCR – grupo glaze desgaste “Ceramiste” repolimento
- ✓ GGDO – grupo glaze desgaste “Optrafine”
- ✓ GGDOR – grupo glaze desgaste “Optrafine” repolimento
- ✓ ANOVA – Análise de variância
- ✓ MEV – microscopia eletrônica de varredura
- ✓ EED – espectroscopia de energia dispersiva
- ✓ MFA – microscopia de força atômica
- ✓ Li – Lítio
- ✓ Na – Sódio
- ✓ C – Carbono
- ✓ K – Potássio
- ✓ Si – Silício
- ✓ P – Fósforo
- ✓ O – Oxigênio
- ✓ Al – alumínio

Sumário

Introdução.....	27
Proposição.....	31
Materiais e Métodos.....	33
Resultados.....	42
Discussão.....	57
Conclusão.....	63
Referências.....	65
Anexos.....	71
Normas da revista.....	74



Introdução

1. Introdução

Com o avanço da tecnologia de desenho assistido por computador/manufatura assistida por computador (CAD/CAM), que podemos definir como um sistema automatizado de confecções de restaurações indiretas (definitivas ou provisórias), e diante da melhoria da qualidade dos materiais cerâmicos²³, as restaurações indiretas definitivas podem ser facilmente confeccionadas em consultório, promovendo próteses com estética favorável, de alta resistência à flexão e à fratura^{4,5}, além de apresentarem formato, contorno e adaptação marginal favoráveis⁶. Há uma grande variedade de materiais cerâmicos para o sistema CAD/CAM^{3,7}, estando disponíveis no mercado em forma de blocos ou discos para fresagem⁵. Um dos materiais altamente utilizados é a cerâmica de dissilicato de lítio^{5,6,8}, devido às boas propriedades, tanto físico-mecânicas quanto estéticas^{5,6} e uma boa longevidade, mesmo em coroas posteriores⁹.

Durante a confecção da restauração cerâmica após o processo de fresagem, apresentam-se com alto grau de rugosidade em sua superfície, devido aos instrumentos de fresagem conter partículas abrasivas de diamante⁷. Sabe-se que o aumento da rugosidade da superfície das restaurações cerâmicas altera de forma negativa suas propriedades mecânicas^{5,10}, podendo diminuir a resistência à flexão¹⁰⁻¹² e à fratura⁵ das mesmas, prejudicando seu prognóstico e potencializando o aumento da degradação de superfície^{5,13}. Além disso, essa falta de lisura superficial pode acarretar desgaste do dente antagonista^{5,6,10}, bem como estando mais susceptível ao acúmulo de placa e ao manchamento^{2,5,6,14}. Com a finalidade de melhorar a lisura superficial final dessas restaurações, técnicas de polimento são utilizadas, podendo ser um polimento químico ou mecânico que, além de promover uma estética mais favorável para a restauração, age aumentando sua resistência à flexão¹⁵. Dentre as técnicas mais utilizadas, destaca-se o uso do glaze^{1,16}. O tratamento com glaze proporciona uma superfície lisa^{1,16} e brilhante, melhorando as propriedades ópticas da restauração, selando os poros da cerâmica originados após sua queima¹. No entanto, ainda há dúvidas sobre a durabilidade do tratamento com glaze⁵, necessitando de mais estudos que o avaliem após o envelhecimento da cerâmica.

Além disso, durante a prova estética e funcional das próteses pré-cimentação, e/ou durante controles realizados após a cimentação das mesmas, são necessários ajustes dos contatos oclusais e/ou proximais. Assim, o glaze é geralmente removido pelo uso de pontas abrasivas. Dessa forma, a superfície volta a se tornar rugosa^{1,17,18}, podendo acarretar na

ocorrência de problemas estéticos e/ou mecânicos já previamente citados¹. No intuito de solucionar esta questão, um novo glazeamento deve ser realizado. No entanto, repetidas queimas podem causar deformações na superfície da cerâmica⁵, além de despender de mais sessões clínicas¹ e, principalmente, após a cimentação da restauração, esta alternativa não se torna mais possível.

Diante disso, tem-se impulsionado o desenvolvimento de materiais e técnicas que possibilitam solucionar essas limitações. Recentemente, foram desenvolvidos diferentes sistemas para realização de acabamento e polimento das restaurações em consultório^{1,10}. Com o polimento clínico, acredita-se ser possível devolver a lisura da superfície, podendo, ainda, ser utilizado para remover o brilho excessivo das próteses após a aplicação do glaze¹. Em restaurações realizadas através do sistema CAD/CAM em consultório, o cirurgião-dentista fica encarregado do acabamento final e polimentos das mesmas¹⁷, nutrindo, assim, a importância do kit de polimento para consultório¹⁰, podendo ser realizado antes e após a cimentação. Ainda, permite a realização do repolimento das peças durante o controle periódico dos pacientes. Mohammadibassir et. al. (2017)⁵ e Preis et. al. (2016)⁴ ressaltaram que o polimento periódico tende a diminuir a concentração de estresse e aspereza da prótese, diminuindo o desgaste do dente antagonista e da cerâmica. Entretanto, há uma deficiência de estudos que avaliem os efeitos do polimento periódico em sessões clínicas de controle da restauração após a cimentação, avaliando se é possível reestabelecer a lisura superficial e se este repolimento afeta diretamente a resistência da restauração a longo prazo.

Sabe-se que a cerâmica de dissilicato de lítio pode ser empregada tanto como cerâmica de cobertura, como em coroas monolíticas, onde a coroa é fabricada com apenas um material, e acredita-se promover menos problemas mecânicos^{6,19}. Por apresentarem apenas uma camada do mesmo material, não há diferença na resistência à flexão, módulo de elasticidade e coeficiente de expansão térmica entre os materiais, comparado ao que pode ocorrer em próteses com duas camadas de cerâmicas com composições diferentes⁶. As cerâmicas são geralmente frágeis a tensão²⁰, sendo assim, a resistência à flexão e resistência à fratura são importantes propriedades mecânicas usadas para descrever a força dos materiais cerâmicos. Portanto, uma compreensão das propriedades mecânicas desses materiais é importante para determinar se a restauração poderá sobreviver a forças funcionais repetidas no ambiente oral. Visto que a rugosidade superficial da cerâmica, determinada pelo polimento e ausência de microfissuras, afeta na sua resistência mecânica^{5,7,11,12,21} e pode comprometer a longo prazo o prognóstico da restauração^{10,18}. Ainda, a cerâmica pode ser alterada com o envelhecimento da restauração, por meio da ciclagem térmica natural em meio oral, podendo

prejudicar a longevidade da restauração⁶. A ciclagem térmica *in vitro* é utilizada simulando as mudanças térmicas que ocorrem no ambiente intraoral^{6,8,22-25}, onde os espécimes são submetidos à variações de temperaturas em água destilada, ajudando na análise do comportamento dos materiais a longo prazo^{6,26,27}.

Contudo, o melhor método para atingir um polimento máximo das cerâmicas odontológicas é controverso^{1,5}, devido à falta de um protocolo estabelecido^{18,28}. Mesmo o glaze sendo o método mais utilizado para o polimento final^{1,16}, seu uso é impossibilitado após a cimentação da restauração cerâmica. Dessa forma, quando há a necessidade de ajuste oclusal, deve-se utilizar os kits de polimentos intraoral²⁸. Os resultados dos sistemas de polimento encontrados na literatura são inconsistentes, principalmente devido às diferenças nas metodologias utilizadas¹⁷. Além disso, há o questionamento se os kits de polimento para consultório resultam em um acabamento e polimento superior ou semelhante ao obtido com o glaze¹⁰, sendo esta questão de suma importância, principalmente para os cirurgiões-dentistas que utilizam a tecnologia CAD/CAM em seus consultórios.



Proposição

2. Proposição

Dessa forma, o presente estudo teve como objetivo geral avaliar as características físicas, químicas e mecânicas da cerâmica de dissilicato de lítio para sistema CAD/CAM, submetida a diferentes protocolos de polimento e após diferentes ciclos de envelhecimento térmico com e sem repolimento.

Os objetivos específicos desse estudo foram:

- (1) caracterizar a superfície dos espécimes da cerâmica de dissilicato de lítio (IPS e.max CAD), após diferentes protocolos de polimento (glaze, kit de polimento Ceramisté (Shofu) e o kit de polimento OptraFine (Ivoclar)) e diferentes ciclos de envelhecimento térmico, com e sem repolimento, por meio da rugosidade superficial, energia de superfície (γ) e microscopia eletrônica de varredura associada à espectroscopia de energia dispersiva.
- (2) avaliar a resistência à flexão e módulo de elasticidade da cerâmica após diferentes protocolos de polimento e após diferentes ciclos de envelhecimento por meio de: Controle - armazenagem em água destilada a 37°C por 24 horas e ciclos de ciclagem térmica (21.900 e 43.800 ciclos de 5 e 55°C por 30 segundos);
- (3) avaliar o efeito de dois protocolos de repolimentos clínicos (após 21.900 ciclos de ciclagem térmica) sobre a cerâmica envelhecida (após 43.800 ciclos de ciclagem térmica) na caracterização de superfície, resistência à flexão e módulo de elasticidade.

A hipótese nula testada foi que nenhum dos diferentes sistemas de polimento/repolimento promoveria alterações nas características físicas, químicas e mecânicas da cerâmica de dissilicato de lítio para CAD/CAM, independentemente do número de ciclos de envelhecimento.



Materiais e métodos

3. Materiais e métodos

3.1 Desenho experimental

O estudo teve quatro fatores em análise: (1) diferentes sistemas de polimento (G - Glaze, PC - Kit de polimento Ceramisté (Shofu) e PO - Kit de polimento OptraFine (Ivoclar)); (2) envelhecimento por meio de diferentes testes: ((2.1) -Controle (C): água destilada a 37°C por 24 horas; (2.2) Ciclagem térmica (CT1): 21.900 ciclos de 5 e 55°C por 30 segundos; (2.3) Ciclagem térmica (CT2): 43.900 ciclos de 5 e 55°C por 30 segundos; (3) repolimento dos espécimes com os Kits PC e PO; (4) tempos de análise em 4 níveis: T0 - após a confecção dos espécimes, antes do início dos envelhecimentos (somente para a análise da caracterização de superfície); T1 - armazenamento em água destilada por 24 horas (Controle); T2 - após 21.900 ciclos de CT e T3 - após 43.800 ciclos de CT. Foram consideradas 5 variáveis de resposta: (1) rugosidade superficial, (2) energia de superfície, (3) microscopia eletrônica de varredura (MEV) associada à espectroscopia de energia dispersiva (EED), (4) resistência à flexão e (5) módulo de elasticidade.

3.2 Formação dos grupos

Os 204 espécimes foram divididos em 07 grupos, de acordo com os polimentos realizados em suas superfícies e o tipo de envelhecimento (Figura 1):

Tabela 1: Divisão dos grupos de acordo com os polimentos realizados.

<u>Grupos</u>		<u>Polimento realizado</u>
<u>Siglas</u>	<u>Definição</u>	
GG	Grupo Glaze (controle positivo)	Polimento com glaze
GGD	Grupo Glaze + Desgaste (controle negativo)	Polimento com glaze + desgaste com ponta diamantada simulando o ajuste oclusal e sem polimento posterior
GGDG	Grupo Glaze + Desgaste + Glaze	Polimento com glaze + realização do desgaste simulando o ajuste oclusal com ponta diamantada + novo glazeamento
GGDC	Grupo Glaze + Desgaste + Ceramisté	Polimento com glaze + desgaste com ponta diamantada + PC
GGDO	Grupo Glaze + Desgaste + Optrafine	Polimento com glaze + desgaste com ponta diamantada + PO;
GGDCR	Grupo Glaze + Desgaste + Ceramisté Repolimento com Ceramisté	Polimento com glaze + desgaste com ponta diamantada + PC + repolimento com PC após 21.900 ciclos de ciclagem térmica
GGDOR	Grupo Glaze + Desgaste + Optrafine Repolimento com Optrafine	Polimento com glaze + desgaste com ponta diamantada + PO + repolimento com PO após 21.900 ciclos de ciclagem térmica

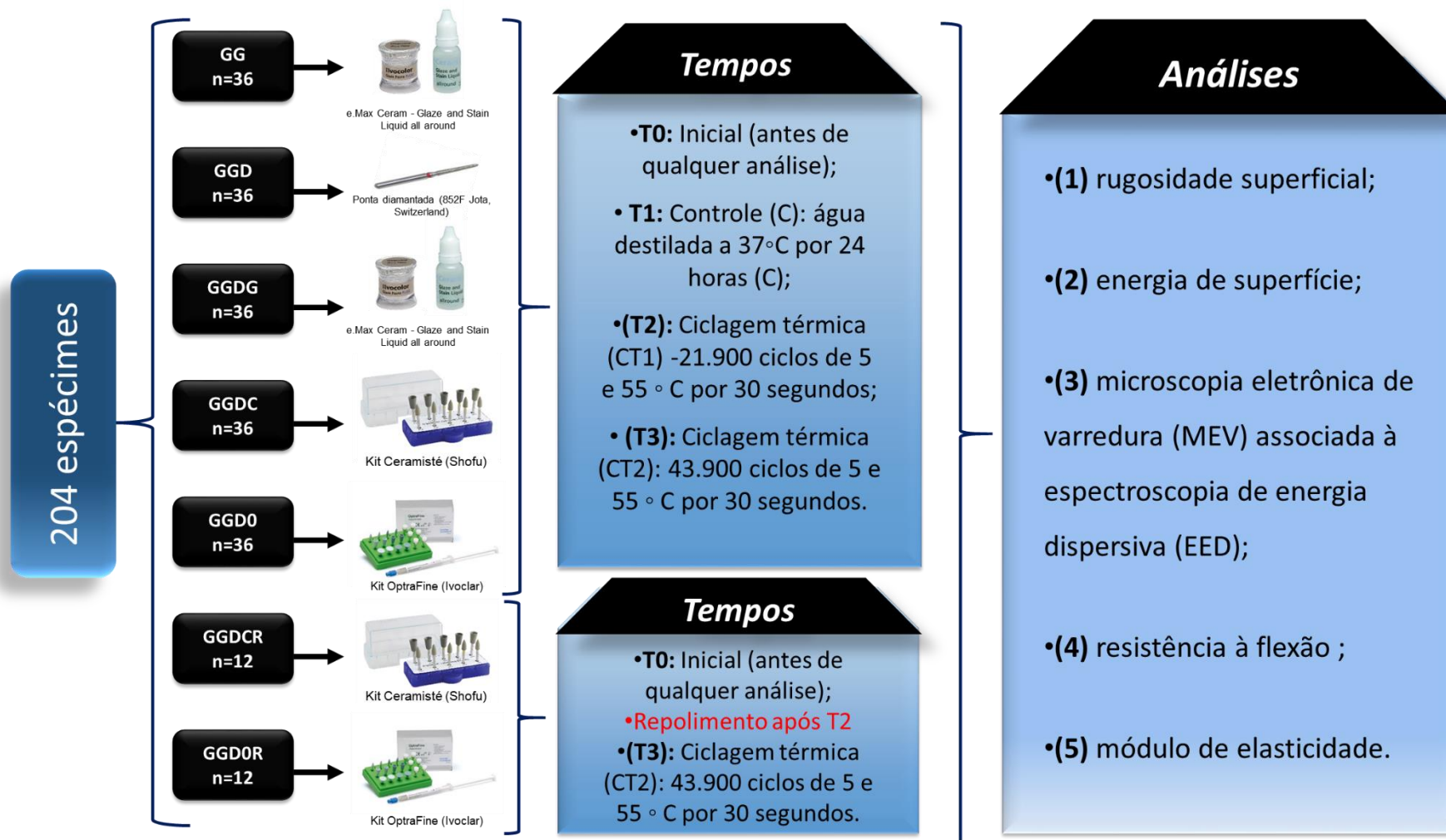


Figura 1. Fluxograma contendo distribuição, número dos espécimes, análises e os tempos realizados.

3.3 Fabricação dos espécimes

3.3.1 Materiais utilizados

Tabela 2: Material, composição e fabricante dos materiais utilizados no estudo.

Materiais	Composição	Fabricante
IPS e.max CAD	Componentes: SiO ₂ Conteúdo adicional: Al ₂ O ₃ , ZnO ₂ , Na ₂ O, K ₂ O, ZrO, CaO, P ₂ O ₅ , fluoreto e pigmentos	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Glaze	1- IPS e.max Ceram - Glaze and Stain Liquid all around 2- IPS ivocolor glaze paste	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
OptraFine	1-OptraFine F, acabamento (light blue), 2-OptraFine P, polimento (dark blue), 3-OptraFine HP escova de polimento (nylon) e pasta diamantada	Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein
Ceramisté Polishing Kit	Ceramisté Standard Ceramisté Ultra Ceramisté Ultra II	SHOFU, Kyoto, Japan

3.3.2 Confeção dos espécimes

Foram confeccionados 204 espécimes de dissilicato de lítio pré-sinterizado (IPS e.max CAD - Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein) com dimensões de 14x4x1,2mm²⁹⁻³¹. Todos os espécimes foram fresados com disco diamantado em baixa velocidade, sob resfriamento com água e carga de 300 g/f em cortadeira metalográfica (Isomet 1000; Buehler, Illinois, USA).

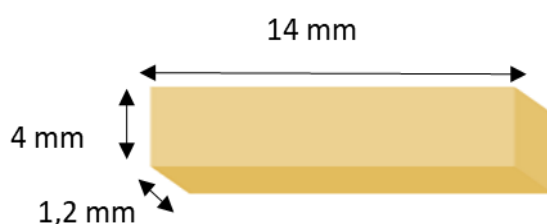


Figura 2. Desenho esquemático dos espécimes de dissilicato de lítio com dimensão de 14x4x1,2 mm.

3.3.3 Sinterização

Os blocos pré-sinterizados IPS e.max CAD, que se encontravam em um estágio cristalino intermediário, foram sinterizados em um forno Programat CS2 (Ivoclar Vivadent), onde a queima foi realizada à 840°-850°C (1544-1562°F) de 20 a 25 minutos, de acordo com as normas do fabricante, onde esta queima produz uma alteração na microestrutura dos cristais de dissilicato de lítio. Após a sinterização, os espécimes foram levados para banho em lavadora ultrassônica (Unique USC 2850, São Paulo, Brasil) por 1 minuto em água destilada, álcool por 5 minutos e novamente em água destilada por 1 minuto e, então, secados à ar.

3.3.4 Polimento químico inicial com glaze em todos os espécimes

Foi aplicado o glaze em todos os 204 espécimes, seguindo as recomendações do fabricante (850°C, Programat CS2; Ivoclar Vivadent AG)⁶. A camada de glaze foi aplicada e a queima realizada a uma temperatura de pré-secagem de 6 minutos à 403°C, com uma taxa de calor de 45°C/min. As temperaturas de início e parada do vácuo foram de 450°C e 769°C, respectivamente, com um tempo de espera de 1 minuto. O grupo GG, que recebeu apenas o tratamento com o glaze, foi considerado o grupo de controle positivo, pois é o tratamento mais comumente utilizado^{1,16}.

3.3.5 Simulação do ajuste oclusal com ponta diamantada

Após o glazeamento, todos os espécimes foram submetidos ao desgaste, simulando o ajuste oclusal procedido com frequência pelo cirurgião-dentista na prática clínica. A quantidade de desgaste realizado foi de 0,3 mm em uma das faces com ponta diamantada (852F Jota, Switzerland), por 10 segundos com resfriamento de ar/água, sendo realizado pelo mesmo operador em todos os espécimes¹³. Após o desgaste, todos os espécimes retornaram para limpeza em banho ultrassônico. O grupo GGD não recebeu nenhum polimento após o desgaste e foi considerado o grupo de controle negativo.

3.3.6 Polimento dos espécimes

Nos grupos GGDC e GGDCR, após o glazeamento e o desgaste, foi utilizado o Kit de polimento Ceramisté, composto por 3 pontas: Ceramisté Standart para pré-polimento; Ceramisté Ultra para polimento; Ceramisté Ultra II para polimento de alto brilho¹. Nos grupos GDO e GDOR, foi utilizado o Kit de polimento OptraFine, composto por 3 pontas e uma pasta diamantada: OptraFine F para acabamento; OptraFine P para polimento; OptraFine HP polimento com escova de nylon e pasta diamantada (2-4 µm). O polimento foi padronizado sendo 15 segundos ao longo do espécime e 15 segundos à 90 graus da primeira posição

utilizada, com o auxílio de um contra-ângulo de baixa rotação de 8000 rpm⁵ e conduzido na face desgastada dos espécimes, respeitando a sequência de polimento, de acordo com as instruções de cada fabricante. Todos os espécimes foram polidos pelo mesmo operador para a padronização do procedimento. Então, após o polimento, os espécimes foram levados novamente à banho ultrassônico para remoção dos resíduos do polimento. Os grupos GGDCR e GGDOR foram repolidos após 21.900 ciclos de ciclagem térmica com o kit de polimento intraoral correspondente ao seu grupo, sendo analisados somente após os 43.800 ciclos de ciclagem térmica.

3.4 Análises físico, químico-mecânicas

3.4.1 Caracterização de superfície

3.4.1.1 Perfilometria (Rugosidade superficial – Ra)

Dez espécimes de cada grupo foram utilizados para os ensaios de rugosidade superficial. A leitura de rugosidade de superfície foi determinada por meio de um perfilômetro (Dektak d-150; Veeco, Plainview, Nova York, EUA). As leituras foram realizadas por um mesmo operador. Cada espécime foi individualmente posicionado no centro do equipamento e a ponta medidora do perfilômetro na superfície do mesmo. Aleatoriamente, foi realizada a leitura no centro do espécime e duas leituras paralelas, à direita e à esquerda desse centro, sendo a média calculada após essas três leituras. Os valores de Ra (média aritmética da rugosidade de superfície) foram mensurados com varredura de 300 µm, no tempo constante de 12 segundos. Os valores originais foram obtidos em Angström (Å) e, então, transformados para a escala nanométrica (µm). As análises de rugosidade superficial foram realizadas logo após os polimentos no tempo inicial, após 24 horas em água destilada (Controle), após 21.900 ciclos de ciclagem térmica (CT1) e após 43.800 ciclos de ciclagem térmica (CT2). Os grupos que receberam os repolimentos foram analisados antes do envelhecimento (Inicial) e após CT1 foram repolidos e analisados novamente após CT2.

3.4.1.2 Energia de superfície (γ)

Dez espécimes de cada grupo foram utilizados para realização do ensaio de ângulo de contato. Esse ensaio fornece as informações necessárias para que se determine a energia de superfície do material testado. Os valores de ângulo de contato foram obtidos por meio de um goniômetro (Ramé-Hart 100-00; Ramé-Hart Instrument Co., Succasunna, NJ, USA), utilizando a

técnica da gota sésil (Figura 3). Nessa técnica, posiciona-se uma gota (15 μ L) de dois líquidos testes diferentes (água destilada e diiodometano) na superfície do material.

As imagens obtidas das gotas na superfície dos espécimes foram gravadas e analisadas por um software (DROPimage Standard, Ramé-Hart Instrument Co., New Jersey, USA) que calcula o ângulo de contato formado entre a gota de água destilada (utilizada como componente polar) e a gota de diiodometano (componente dispersivo) (Figura 3). O ângulo de contato foi obtido por meio da equação de Young: $\gamma_{sv} = \gamma_{sl} + \gamma_{lv} \cos \Theta$; sendo que Θ é o valor do ângulo de contato e γ é a energia de superfície da interface sólido-vapor (sv), sólido-líquido (sl) e líquido vapor (lv).

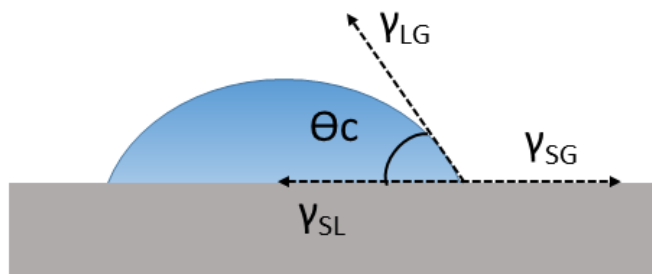


Figura 3: Figura ilustrativa da técnica da gota sésil e o ângulo de contato formado pelo líquido teste e a cerâmica.

As leituras foram realizadas na superfície de cada espécime dos 07 grupos, por um mesmo operador, em ambiente com temperatura controlada (23°C, de acordo com a norma ANSI/ADA No. 6872). A relação entre o ângulo de contato e a energia superficial foi avaliada pelo método de Owens-Wendt, determinada através da medida do ângulo de contato formado entre a interface do sólido com o líquido. As análises foram realizadas logo após os polimentos no tempo inicial e após C, CT1 e CT2. Os grupos que receberam os repolimentos foram analisados antes do envelhecimento (inicial) e após CT1 foram repolidos e analisados novamente após CT2.

3.4.1.3 Microscopia eletrônica de varredura (MEV) associada à espectroscopia de energia dispersiva (EED)

Foi utilizado um espécime de cada grupo para o teste de MEV, com o objetivo de ilustrar a superfície. Para esse ensaio, foram registradas imagens com aumento de 1000x. Posteriormente, as imagens obtidas foram comparadas qualitativamente entre os grupos. A caracterização da composição química elementar foi realizada em pequenos volumes, na

ordem de $1 \mu\text{m}^3$ (micrômetro cúbico) por meio de EED, com o intuito de caracterizar a composição química da superfície dos espécimes de cada sistema de polimento proposto. Depois, as imagens obtidas foram comparadas qualitativamente entre os grupos.

3.4.2 Resistência à flexão

Os valores de resistência à flexão foram obtidos através da realização do teste de flexão de três pontos, de acordo com ISO 6872²⁹, com uma célula de carga de 200 kgF. Os espécimes foram posicionados em uma Máquina Universal de Ensaio (Emic DL 2000®, Emic, São José dos Pinhais, PR, Brasil), em um suporte contendo duas hastes paralelas entre si de um suporte metálico (correspondendo aos dois pontos com distância entre eles de 10 mm), sendo o terceiro ponto composto pela carga axial, aplicada perpendicularmente ao longo eixo do espécime, em uma velocidade de 2 mm/min⁵. Esta força foi aplicada até a ruptura do espécime, sendo registrado o valor necessário para a quebra e a resistência à flexão foi registrada em Newtons (N) e calculada em Megapascal (Mpa), por meio da seguinte fórmula 1: $\rho = 3fl/2bh^2$.

Em que:

- ρ = Resistência flexural em Megapascal
- f = carga de fratura, em Newtons, aplicada sobre o espécime
- l = distância entre os suportes; em milímetros
- b = largura do espécime; em milímetros
- h = espessura do espécime, em milímetros

As medidas de cada espécime foram aferidas previamente ao ensaio de flexão.

As análises de resistência à flexão pelo método dos 3 pontos foram realizadas após todas as análises de caracterização superficial e após C, CT1 e CT2. Os grupos que receberam os repolimentos após CT1 foram analisados após CT2.

3.4.3 Módulo de elasticidade

Os valores do módulo de elasticidade ou módulo de Young foram obtidos juntamente com o ensaio de resistência à flexão, após C, CT1 e CT2. Os grupos que receberam os repolimentos após CT1 foram analisados após CT2, e registrados em MPa e posteriormente convertidos em Gigapascal (GPa).

$$ME = [(fl^3)/(4bh^3d)]$$

Onde:

- f é a carga aplicada em N

- d é a deflexão causada pela carga f em mm
- l, b, h são as variáveis definidas na fórmula 1.

3.4.4 Teste de envelhecimento

3.4.4.1 Sem envelhecimento (Controle)

Os espécimes foram armazenados em água destilada a 37°C por 24 horas (T1).

3.4.4.2 Ciclagem térmica

Os espécimes foram submetidos a diferentes ciclos de envelhecimento, variando a temperatura entre 5 e 55°C (ISO 11405³²) por 30 segundos, conforme descrito na tabela 2. Segundo Palla et al.,⁶ a utilização de 21.900 ciclos em ciclagem térmica corresponde a 3 anos de exposição na cavidade oral.

Tabela 3. Ciclos de ciclagem térmica utilizados no estudo e sua correlação com o tempo de uso clínico em boca

Ciclagem Térmica	Número de ciclos	Tempo correspondente de uso clínico em boca⁶
CT1	21.900	Corresponde a três anos de uso clínico das restaurações
CT2	43.800	Corresponde a seis anos de uso clínico das restaurações

3.4.5 Períodos de análise

Todas as análises foram realizadas em 4 níveis: T0 - após a confecção dos espécimes, antes do início dos envelhecimentos (somente para a análise da caracterização de superfície; T1 - armazenamento em água destilada por 24 horas (Controle); T2 - após 21.900 ciclos de CT e T3 - após 43.800 ciclos de CT (Figura 1).

3.4.6 Análise Estatística

Os dados obtidos para cada variável resposta foram comparados entre os diferentes polimentos e ciclos de envelhecimento. A análise dos dados foi dividida em duas etapas:

- Análise entre os grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO em todos os tempos (ANOVA dois fatores);
- Análise entre os grupos que receberam o polimento com os kits PC e PO (GGDC, GGDCR, GGDO e GGDOR) inicial e após CT2 para a verificação se o repolimento influenciou nas propriedades analisadas (ANOVA dois fatores para os testes de rugosidade superficial e energia de superfície e ANOVA um fator para os testes de resistência à flexão e módulo de elasticidade).

Teste Tukey foi aplicado para todas as análises e o nível de significância adotado foi de 5%.

3.4.7 Análise qualitativa

Este estudo utilizou apenas um espécime de cada grupo para análise de MEV, visto que esse ensaio tem como objetivo apenas a análise qualitativa da superfície dos espécimes e comparação visual entre os diferentes grupos e períodos propostos.



Resultados

4. Resultados

Após as análises estatísticas realizadas, foi constatada diferença estatística entre os grupos e ciclos de ciclagem térmica em todas as análises realizadas ($p < 0.05$) (Tabela 4-11).

4.1 Caracterização de superfície

4.1.1 Rugosidade Superficial- Ra (μm)

No geral, de acordo com os resultados obtidos na rugosidade superficial, os métodos de polimentos foram classificados na seguinte ordem (do maior para o menor valor de Ra): GGD > GGDC > GGDO > GGDG > GG (Figura 4A). O GG apresentou menores valores em todos os tempos de análises, sendo o menor valor no tempo inicial ($0,2368 \mu\text{m}$) e o GGD apresentou maiores valores, sendo o maior valor após C ($7,0198 \mu\text{m}$). Observou-se que após o desgaste, o grupo com glaze (GGDG) apresentou menor valor de Ra em todos os períodos de análise, com diferença estatística significativa dos grupos que receberam polimentos com os kits de polimento intraoral (GGDC e GGDO) ($P < 0,05$). Ainda, houve diferença estatística significativa entre os kits PC e PO ($P < 0,05$), nos períodos C, CT1 e CT2. Sendo que em todos esses períodos o polimento com o kit PO mostrou menores valores de Ra.

Entre os grupos que receberam o repolimento, após o ciclo CT1 com os Kits PC e PO, apenas no grupo que utilizou o kit PC houve diferença estatística entre os grupos GGDC e GGDCR ($P < 0,05$) onde GGDC apresentou maiores valores ($5,2408 \mu\text{m}$) que GGDCR ($3,8786 \mu\text{m}$). (Figura 4B).

Tabela 4: ANOVA dois fatores teste de rugosidade superficial grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO em todos os períodos.

ANOVA dois fatores					
Variável dependente: Rugosidade superficial					
Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Modelo corrigido	1279,530 ^a	19	67,344	263,885	,000
Intercepto	2121,828	1	2121,828	8314,333	,000
Polimento	1083,603	4	270,901	1061,518	,000
Período	30,284	3	10,095	39,555	,000
Polimento* Período	64,151	12	5,346	20,948	,000
Erro	71,456	280	,255		
Total	3789,806	300			
Total corrigido	1350,987	299			

Tabela 5: ANOVA dois fatores teste de rugosidade superficial grupos GGDC, GGDCR, GGDO e GGDO inicial e após CT2.

ANOVA dois fatores					
Variável dependente: Rugosidade superficial					
Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Modelo corrigido	56,273a	5	11,255	21,796	,000
Intercepto	889,596	1	889,596	1722,837	,000
Polimento	33,130	1	33,130	64,161	,000
Período	22,840	2	11,420	22,116	,000
Polimento * Período	4,301	2	2,150	4,165	,019
Erro	38,210	74	,516		
Total	1022,962	80			
Total corrigido	94,484	79			

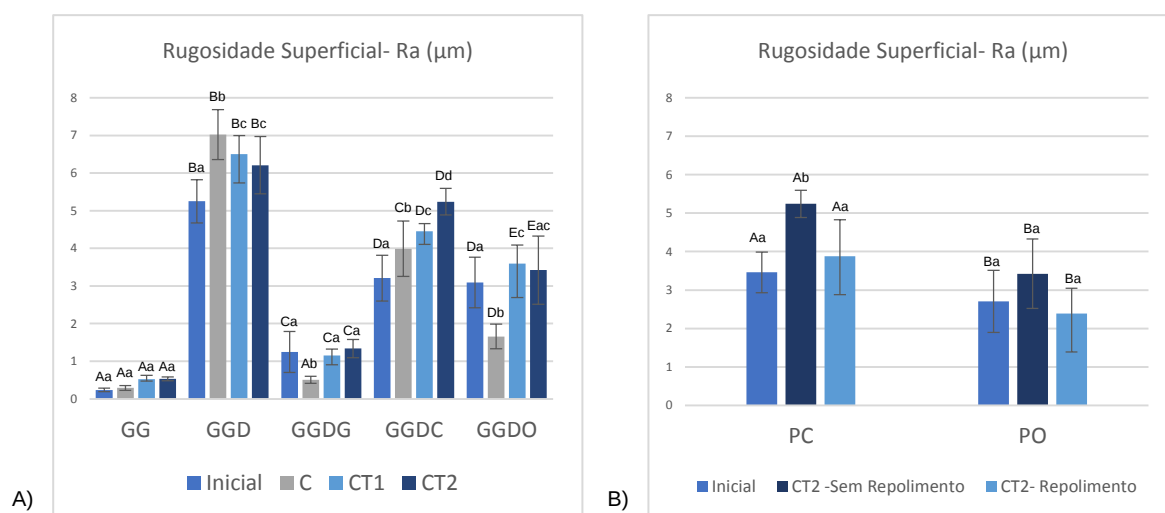


Figura 4: A) Valores de Rugosidade Superficial - Ra (μm) dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio nos tempos: Inicial, C, CT1 e CT2 de todos os polimentos testados. B) Valores de Rugosidade Superficial - Ra (μm) comparando os grupos que receberam polimento com os Kits de polimento intraoral (PC e PO), grupos com e sem repolimento, no tempo CT2. Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos testados (dentro do mesmo período) e letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os tempos (dentro do mesmo grupo).

4.1.2 Energia de Superfície (γ)

No geral, de acordo com os resultados obtidos na energia de superfície, os métodos de polimentos foram classificados na seguinte ordem (do maior para o menor valor de γ): GGD > GGDG > GGDO > GG > GGDC (Figura 5A). O grupo que apresentou maiores valores foi GGD após C (69,80 γ). A ciclagem térmica reduziu a (γ) em todos os grupos em comparação com o período inicial. Entre os grupos que receberam o polimento com os Kits PC e PO, apenas no tempo CT2 não houve diferença estatística entre PC e PO ($p=0,684$). Para o kit PC não houve diferença estatística significativa entre o grupo com e sem repolimento ($P>0,05$). Já o kit PO mostrou diferença estatística entre todos os períodos, com menor valor de (γ) para o grupo sem repolimento.

Tabela 6: ANOVA dois fatores teste de energia de superfície grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO.

ANOVA dois fatores					
Variável dependente: Energia de superfície					
Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Modelo corrigido	21017,006a	19	1106,158	91,313	,000
Intercepto	710315,870	1	710315,870	58636,2 30	,000
Polimento	2196,867	4	549,217	45,338	,000
Período	14849,837	3	4949,946	408,616	,000
Polimento *	2690,679	12	224,223	18,510	,000
Período					
Erro	3391,904	280	12,114		
Total	1007071,16	300			
	1				
Total corrigido	24408,910	299			

Tabela 7: ANOVA dois fatores teste de energia de superfície grupos GGDC, GGDCR, GGDO e GGDCR inicial e após CT2.

ANOVA dois fatores					
Variável dependente: Energia de superfície					
Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Modelo corrigido	4715,792a	5	943,158	125,702	,000
Intercepto	206043,328	1	206043,328	27460,9 81	,000
Polimento	213,572	1	213,572	28,464	,000
Período	4258,109	2	2129,055	283,756	,000
Polimento *	136,488	2	68,244	9,095	,000
Período					
Erro	555,232	74	7,503		
Total	255480,100	80			
Total corrigido	5271,023	79			

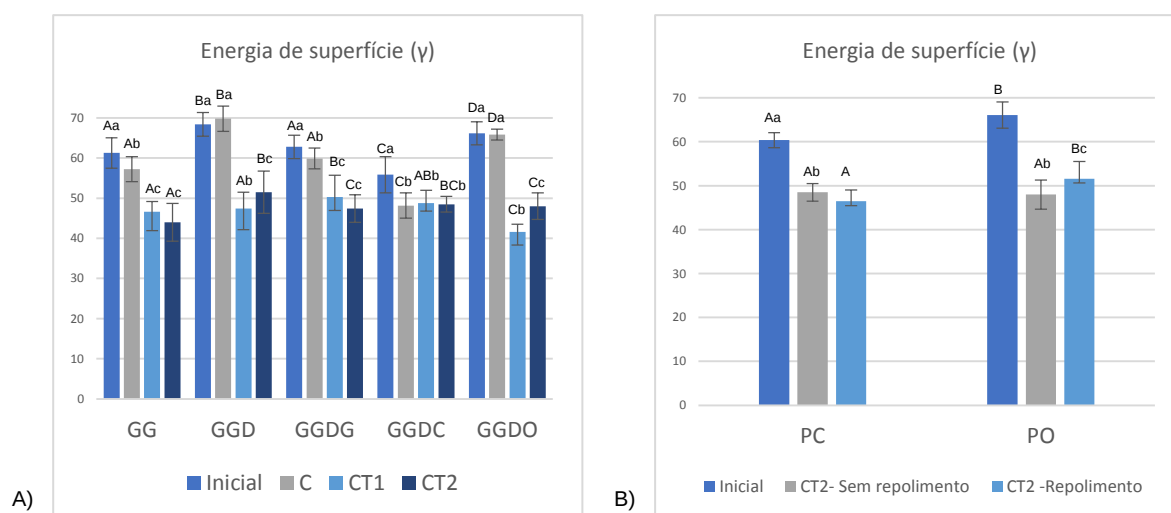


Figura 5: A) Valores de energia de superfície (γ) dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio nos tempos: Inicial, C, CT1 e CT2 de todos grupos de polimentos testados. B) Valores de Energia de superfície (γ) comparando os grupos que receberam polimento com os Kits de polimento intraoral (PC e PO), grupos com e sem repolimento, no tempo CT2. Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos testados (dentro do mesmo período) e letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os tempos (dentro do mesmo grupo).

4.1.3 Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) associada à espectroscopia de energia dispersiva (EED)

As imagens de MEV mostraram superfícies homogêneas nos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio após C nos grupos GGDG e GGDO. Nos grupos GG, GGD e GGDC, foram observadas depressões e elevações decorrentes da ação mecânica dos tratamentos de superfície realizados (Figura 7).

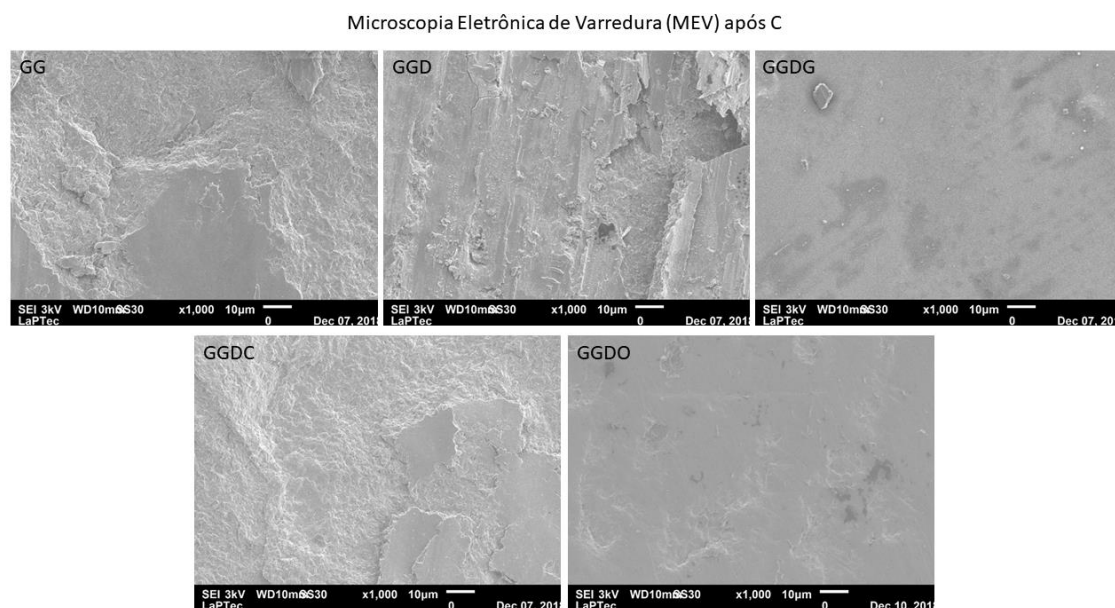


Figura 6: Imagens de MEV (1000x) da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após C.

As imagens de MEV mostraram superfícies mais homogêneas após CT1 nos grupos GG e GGDG (Figura 7). Nos grupos GGD, GGDC e GGDO, foram observadas depressões e elevações decorrentes da ação mecânica dos tratamentos de superfície realizados. Porém, o grupo GGD foi o que apresentou mais alteração na superfície do espécime (Figura 8). Após CT2, verificou-se uma superfície mais homogênea em GG (Figura 8) e, em relação aos grupos que receberam o polimento com os Kits PC e PO, o grupo GGDCR apresentou superfície mais homogênea que o grupo GGDC e os grupos GGDO e GGDOR apresentaram-se mais constantes, com uma superfície mais lisa (Figura 9).

Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) após CT1

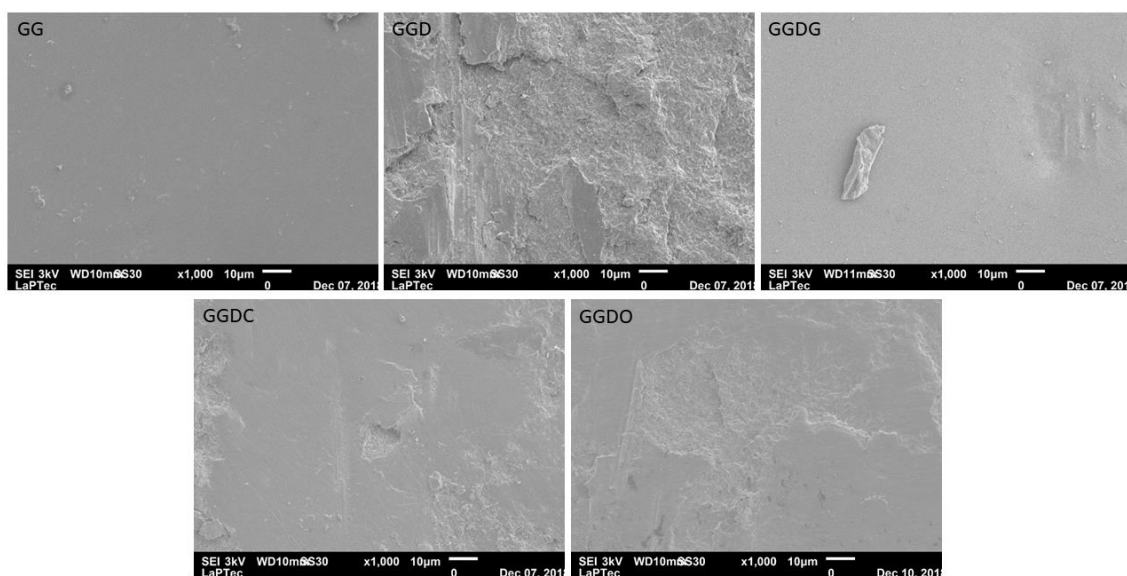


Figura 7: Imagens de MEV (x1000) da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após CT1.

Microscopia Eletrônica de Varredura (MEV) após CT2

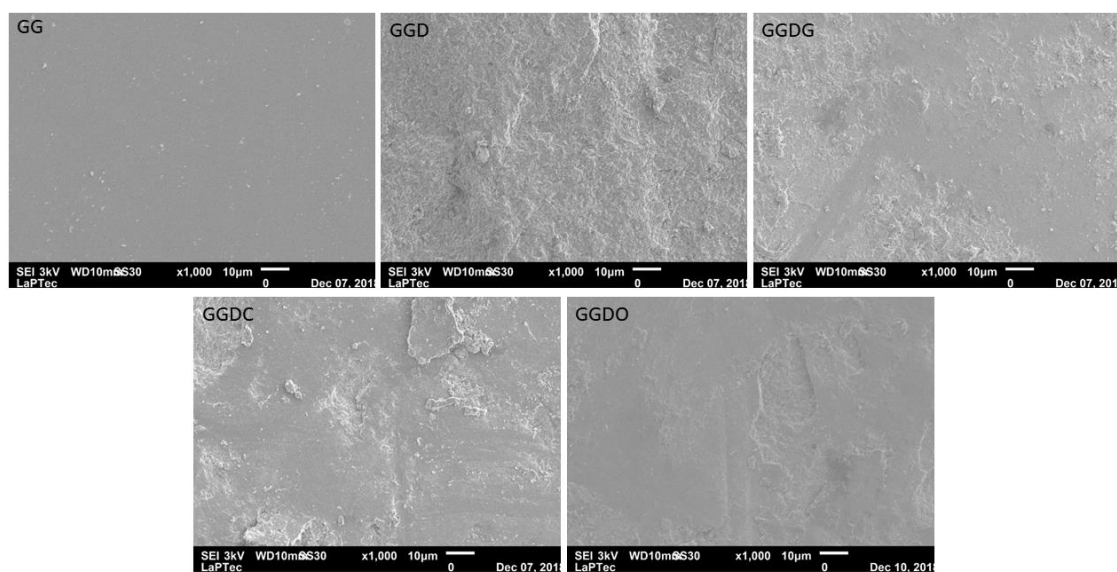


Figura 8: Imagens de MEV (1000x) da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após CT2.

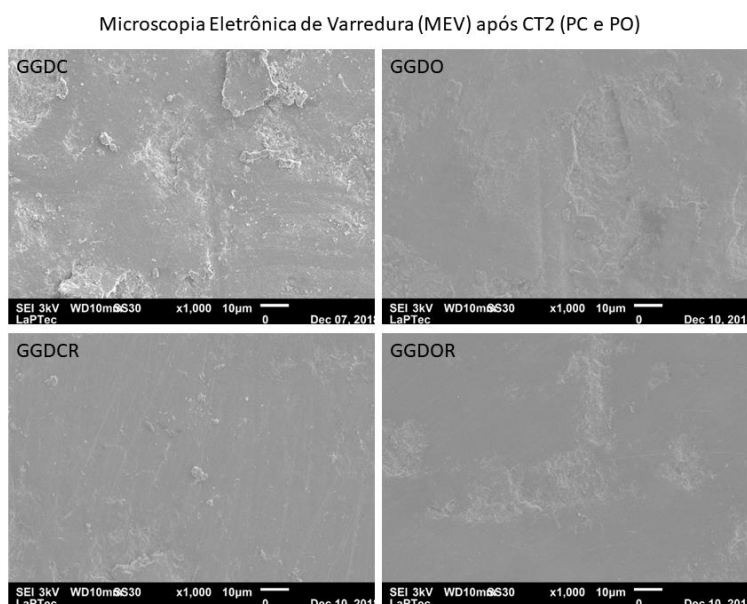


Figura 9: Imagens de MEV (1000x) da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio dos grupos que receberam polimento com os Kits PC e PO, e dos grupos que receberam o repolimento após CT1, e analisados após CT2.

Nas análises de EED, verificou-se a presença de picos de Al, Si, O e K para todos os grupos em todos os tempos (Figuras 11-14). Após C, verificou-se presença de pico de C no grupo GGDG (Figuras 11). Após CT1, também se verificou picos de C, nos grupos GG, GGD e GGDC e presença de Na nos grupos GG e GGDG (Figura 12). Após CT2, foi constatada a presença de Na em GG e GGDG, C em GGD, GGDG e GGDC e P em GGD e GGDC (Figuras 13-14).

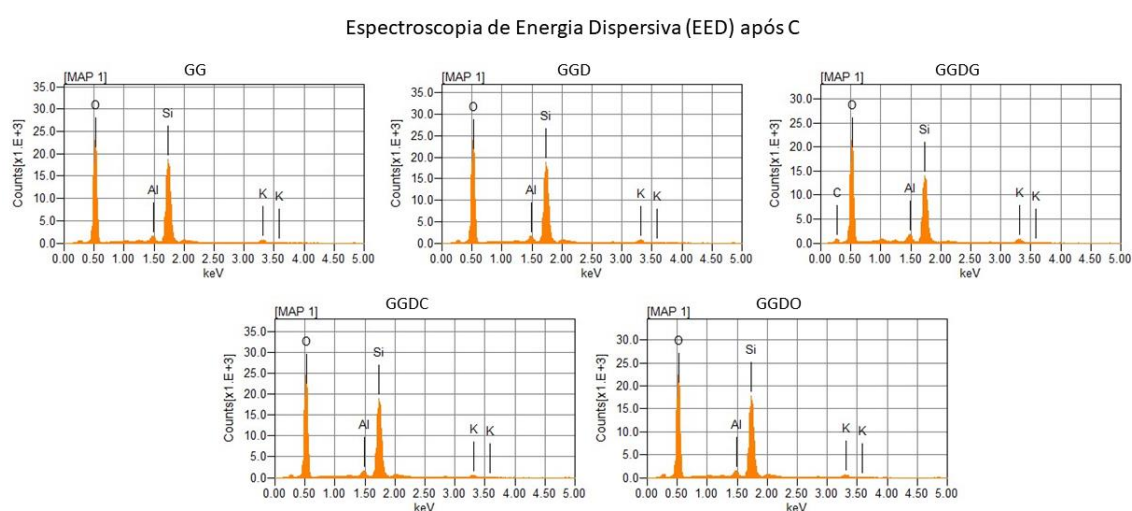


Figura 10: EED da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após C.

Espectroscopia de Energia Dispersiva (EED) após CT1

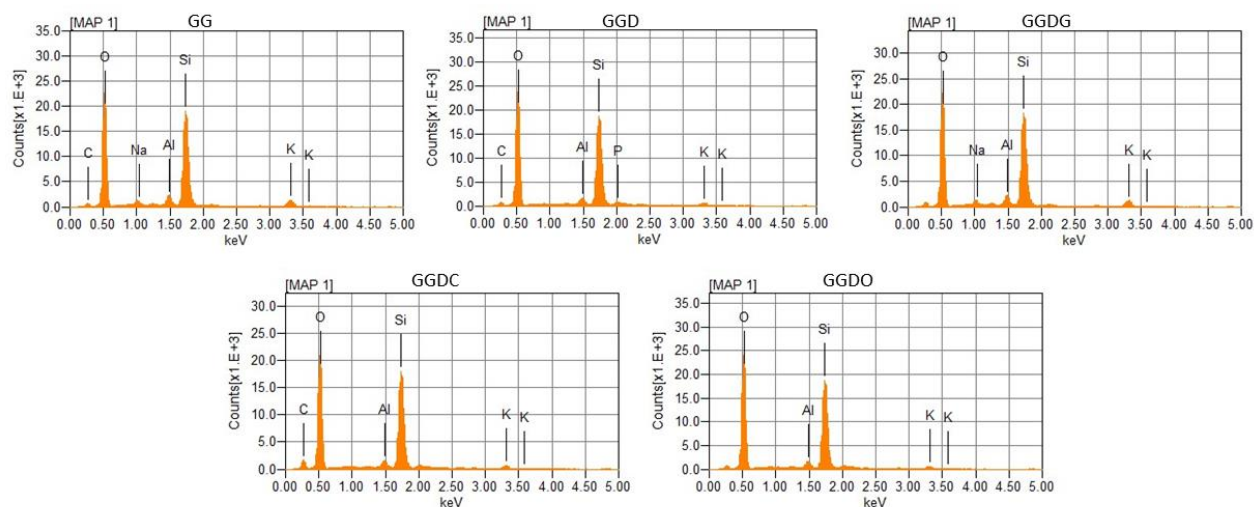


Figura 11: EED da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após CT1.

Espectroscopia de Energia Dispersiva (EED) após CT2

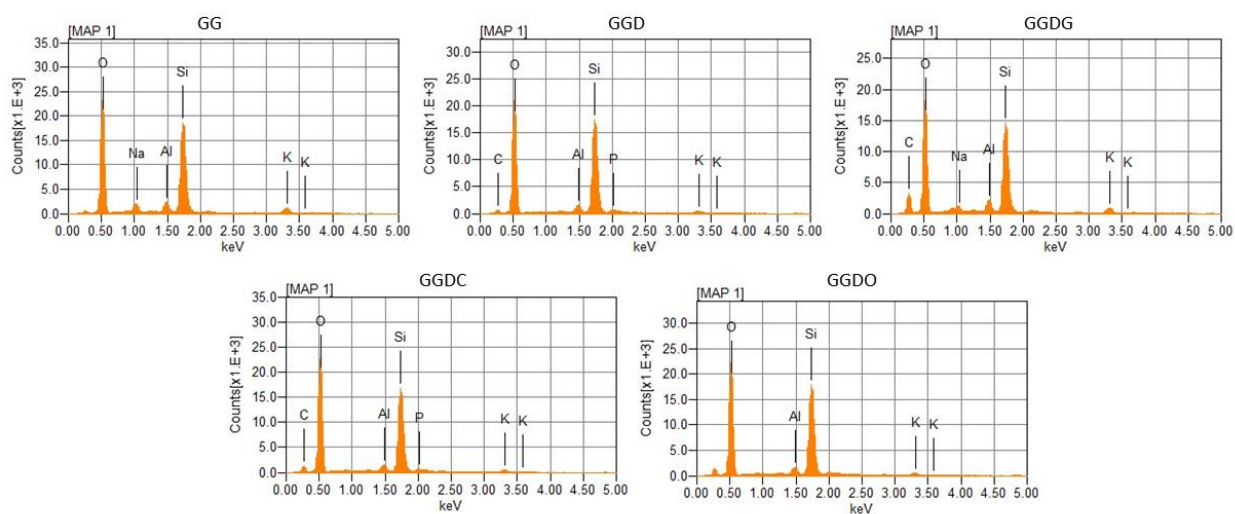


Figura 12: EED da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio de todos os grupos após CT2.

Espectroscopia de Energia Dispersiva (EED) após CT2 (PC e PO)

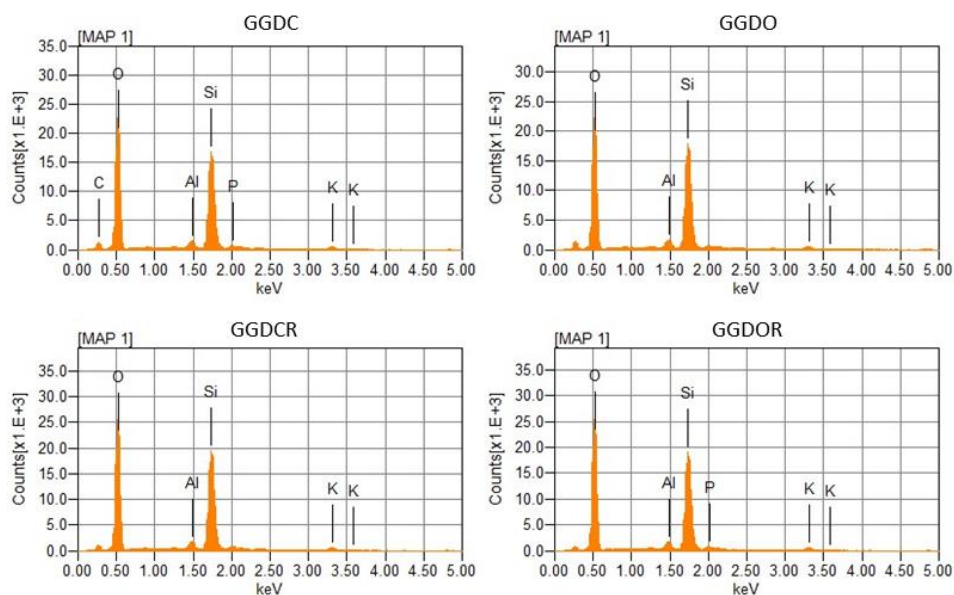


Figura 13: EED da superfície dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio dos grupos que receberam polimento com os Kits PC e PO, e dos grupos que receberam o repolimento após CT1, e analisados após CT2.

4.2 Resistência à Flexão

Os maiores valores de resistência à flexão registrados foram de GG após CT2 (331,06 MPa) e os menores valores registrados foram no GGDOR após CT2 (261,12 MPa). Apenas GG apresentou diferença estatisticamente significativa de todos os outros grupos após CT2 ($p < 0.05$). Não houve diferença estatística entre os grupos que receberam o polimento com os kits PC e PO após CT2.

Tabela 8: ANOVA dois fatores teste de resistência à flexão grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO.

ANOVA dois fatores					
Variável dependente: Resistência à flexão					
Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Modelo corrigido	72116,941a	14	5151,210	5,221	,000
Intercepto	12970894,6	1	12970894,6	13145,4	,000
	74		74	48	
Polimento	18569,610	4	4642,402	4,705	,001
Período	5933,794	2	2966,897	3,007	,053
Polimento *	47613,537	8	5951,692	6,032	,000
Período					
Erro	133207,383	135	986,721		
Total	13176218,9	150			
	98				
Total corrigido	205324,324	149			

Tabela 9: ANOVA um fator teste de resistência à flexão grupos GGDC, GGDCR, GGDO e GGDR inicial e após CT2.

ANOVA um fator					
Variável dependente: Resistência à flexão					
Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Modelo corrigido	3114,523a	3	1038,174	,955	,425
Intercepto	3002404,110	1	3002404,110	2761,322	,000
Polimento	3114,523	3	1038,174	,955	,425
Erro	39143,047	36	1087,307		
Total	3044661,681	40			
Total corrigido	42257,571	39			

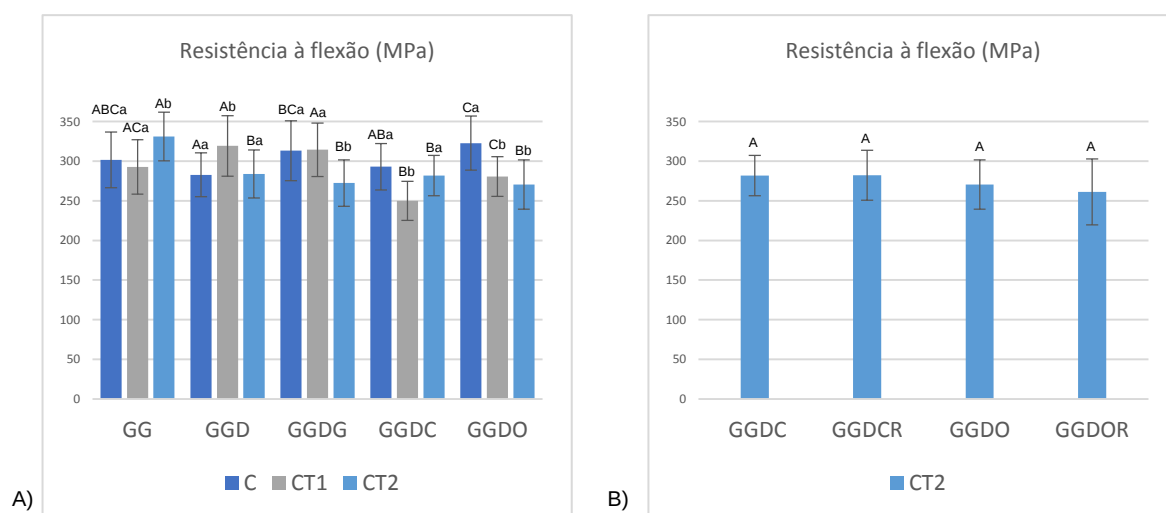


Figura 14: A) Valores de resistência à flexão dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio nos tempos C, CT1 e CT2 de todos os polimentos testados. B) Valores de resistência à flexão comparando os grupos que receberam polimento com os Kits de polimento intraoral (PC e PO), grupos com e sem repolimento após CT1, analisados após CT2. Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos testados e letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os tempos dentro do mesmo grupo.

4.3 Módulo de Elasticidade

Em todos os grupos, com exceção do GG, houve diminuição do módulo de elasticidade após CT1 e CT2 quando comparado à C. Apenas GG apresentou diferença estatisticamente significativa de todos os outros grupos após C ($p < 0.05$). Apenas em GGD houve diferença estatística entre os tempos CT1 e CT2. Em relação aos grupos que receberam o polimento com os Kits PC e PO, os grupos GGDO e GGDOR foram diferentes estatisticamente entre si ($p=0,002$), porém não apresentaram diferença estatística com os demais grupos (Figura 8).

Tabela 10: ANOVA dois fatores teste de módulo de elasticidade grupos GG, GGD, GGDG, GGDC e GGDO.

ANOVA dois fatores					
Variável dependente: Módulo de elasticidade					
Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Modelo corrigido	1633,128a	14	116,652	8,365	,000
Intercepto	264019,904	1	264019,904	18933,162	,000
Polimento	407,406	4	101,851	7,304	,000
Período	12,952	2	6,476	,464	,630
Polimento *	1212,770	8	151,596	10,871	,000
Período					
Erro	1882,553	135	13,945		
Total	267535,585	150			
Total corrigido	3515,681	149			

Tabela 11: ANOVA um fator teste de módulo de elasticidade grupos GGDC, GGDCR, GGDO e GGDOR inicial e após CT2.

ANOVA um fator					
Variável dependente: módulo de elasticidade					
Origem	Tipo III Soma dos Quadrados	gl	Quadrado Médio	F	Sig.
Modelo corrigido	184,848a	3	61,616	5,469	,003
Intercepto	59803,366	1	59803,366	5308,441	,000
Polimento	184,848	3	61,616	5,469	,003
Erro	405,566	36	11,266		
Total	60393,780	40			
Total corrigido	590,414	39			

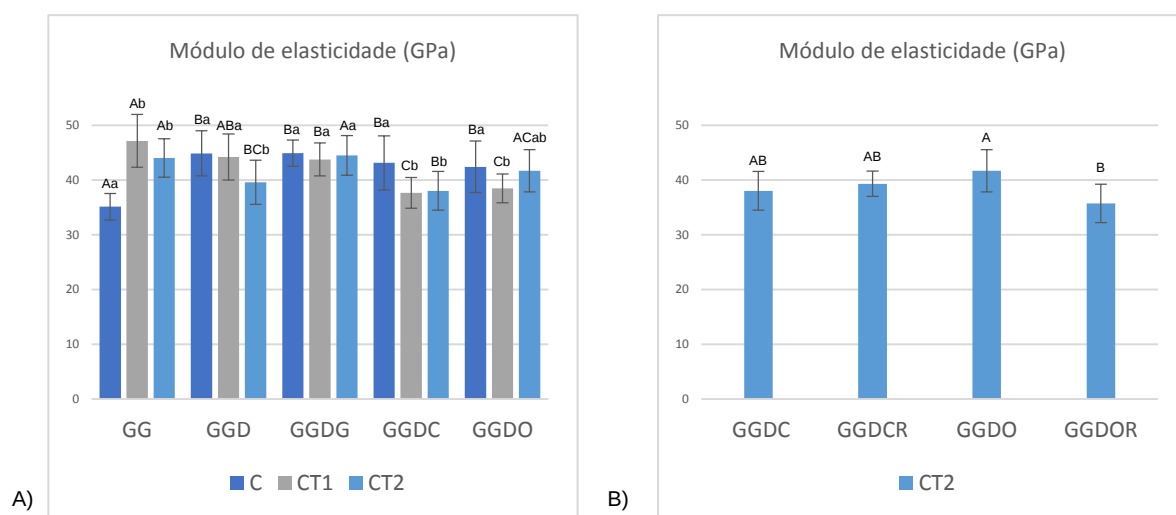


Figura 15: A) Valores de módulo de elasticidade dos espécimes de cerâmica de dissilicato de lítio nos tempos C, CT1 e CT2 de todos os polimentos testados. B) Vvalores de módulo de elasticidade comparando os grupos que receberam polimento com os Kits de polimento intraoral (PC e PO), grupos com e sem repolimento após CT1, analisados após CT2. Letras maiúsculas diferentes significam diferença estatística entre os grupos testados e letras minúsculas diferentes significam diferença estatística entre os tempos dentro do mesmo grupo.



Discussão

5. Discussão

Atualmente, muitos profissionais realizam a fresagem das coroas protéticas em seus próprios consultórios odontológicos por meio de sistemas CAD/CAM. É de grande interesse destes conhecer a efetividade dos métodos disponíveis de polimento clínico, bem como se há benefícios em realizar polimentos periódicos das restaurações. A hipótese nula de que nenhum dos diferentes sistemas de polimento/repolimento promoveria alterações nas características físicas, químicas e mecânicas da cerâmica de dissilicato de lítio para CAD/CAM independente do ciclo de envelhecimento foi rejeitada, visto que, houve diferença estatística significativa em todos os parâmetros realizados.

A superfície final das restaurações cerâmicas deve ser lisa e polida, não só para o conforto do paciente, mas também por razões estéticas, diminuição do desgaste do dente antagonista e biológicas, evitando o acúmulo de biofilme, o que pode acarretar na ocorrência de gengivite e cárie secundária^{2,4-7,10,15,17,33}. A retenção de bactérias está diretamente ligada à rugosidade superficial, pois uma superfície mais rugosa proporciona um ambiente favorável para o acúmulo de bactérias³⁴. A determinação da rugosidade superficial da cerâmica é de suma importância, principalmente após ajustes com instrumentais abrasivos^{5,28}. O parâmetro Ra utilizado em nosso estudo, corresponde à média aritmética do perfil de rugosidade superficial em μm da cerâmica de dissilicato de lítio após diferentes sistemas de polimentos e ciclos de ciclagem térmica. Em um estudo de Matzinger et. al.³⁵, onde foi realizada uma comparação entre o polimento de laboratório e o polimento intraoral de consultório, foi constatado que os dois sistemas de polimento são eficazes. Porém, o glazeamento possui uma capacidade superior de reparação da superfície desgastada do que o polimento intraoral de consultório, corroborando com os resultados encontrados neste estudo, pois os grupos que receberam o polimento de laboratório (glaze) apresentaram menores valores de Ra, antes e após a simulação do ajuste oclusal (GG e GGDG, respectivamente), diferentes estatisticamente dos grupos que receberam o polimento com os kits de polimento intraoral PC ou PO. Assim, sugere-se que a situação ideal após o ajuste oclusal antes da restauração cerâmica ser cimentada, seria o envio da restauração cerâmica para o laboratório protético para a realização da reaplicação do glaze pois, quando devidamente aplicado, age selando as ranhuras e poros que possam existir na superfície da cerâmica, resultando em um polimento químico homogêneo e de alto brilho³⁶. A eficiência dos kits de polimento depende das propriedades mecânicas dos mesmos, tais como: composição dos dispositivos, tamanho e forma das partículas abrasivas, uso ou não de refrigeração e/ou pastas de polimento. Em relação aos kits de polimento intraoral PC e PO, o kit PO é composto por 2 pontas, uma de

acabamento e a outra de polimento e uma escova de nylon e pasta diamantada (2-4 μm), enquanto o kit PC é composto apenas por pontas de acabamento e polimento, não contendo pasta diamantada. Assim, sugere-se, a partir dos resultados de rugosidade superficial encontrados, que a pasta apresenta um papel importante no polimento da cerâmica de dissilicato de lítio⁵, visto que os grupos que receberam o polimento com o kit PO apresentaram menores valores de Ra do que os que receberam polimento com o kit PC. Em outro estudo, Steiner et. al.¹⁰ também testou vários sistemas de polimento, tanto para laboratório quanto para consultório. Os autores realizaram em um dos grupos um passo adicional do kit PO, o de polimento por mais 60 segundos com a pasta diamantada, encontrando uma melhora na rugosidade superficial, diminuindo os valores de Ra, semelhante estatisticamente ao grupo que recebeu o polimento com glaze.

Além da rugosidade superficial, a energia de superfície (γ) também influencia diretamente o acúmulo de biofilme, onde altos valores de energia de superfície pode favorecer a adesão bacteriana, devido ao aumento da hidrofilicidade da superfície¹⁴. Em relação a influência da energia de superfície na adesão microbiana, é esperada uma menor força de adesão dos microrganismos nas superfícies com baixa energia de superfície. Portanto, há uma menor formação de placa microbiana nos substratos com baixa energia de superfície e, para isso, existem duas explicações: a baixa força de adesão entre o microrganismo e o substrato com baixa energia livre de superfície e a seletividade da adesão microbiana³⁷. O grupo que apresentou menor valor de energia de superfície após CT2 foi o GG (43,98 γ), sendo o grupo de superfície mais hidrofóbica quando comparado com os outros grupos de sistemas de polimentos testados. O mais hidrofílico após CT2 foi GGD (51,48 γ). Os resultados de energia de superfície corroboram com os resultados da rugosidade superficial, onde o GG apresentou menores valores e o GGD maiores valores de Ra. Deve-se ressaltar que é de suma importância que o clínico tenha o conhecimento sobre as consequências de cada polimento ou desgaste realizado na superfície. Ainda, que uma restauração cerâmica com maior rugosidade superficial e energia de superfície pode acarretar em deficiência estética, maior acúmulo de biofilme e desconforto para o paciente³⁸. Quirynen et. al.³⁷ realizaram uma revisão de literatura sobre a influência da rugosidade superficial e da energia livre de superfície no processo de adesão bacteriana. Conforme os autores, a rugosidade superficial favorece a formação e maturação da placa, enquanto a energia de superfície é coletora de placa adicional, ligando a placa mais fortemente e promovendo a seleção de colônias bacterianas específicas. Apesar de existir uma interação entre rugosidade superficial e a energia livre de superfície, a influência da primeira é superior no mecanismo de formação de placa bacteriana.

As imagens de MEV mostram uma alteração da superfície da cerâmica de dissilicato de lítio principalmente no grupo de controle negativo (GGD), onde observou-se ranhuras e depressões na superfície dos espécimes em todos os tempos analisados, sendo uma superfície favorável para o acúmulo de bactérias. Além disso, o aumento da rugosidade superficial pode levar à microtrincas na cerâmica, comprometendo a sua resistência flexural^{5,21}. A superfície que apresentou superfície mais homogênea foi a do GG, podendo, assim, correlacionar com os resultados da análise de rugosidade superficial, que o GG apresentou melhores resultados. Com relação aos kits de polimento intraoral, nas imagens de MEV os espécimes que receberam o polimento com o PO apresentaram superfície mais homogênea do que os polidos com PC, corroborando com os resultados de rugosidade superficial e energia de superfície. Sugere-se, então, uma superioridade do kit de polimento OptraFine quando comparado com o Ceramisté em todas as análises de caracterização de superfície realizadas neste estudo. Estes resultados estão de acordo com um estudo de Mohammadibassir et. al.⁵ que também avaliou o efeito dos polimentos na superfície da cerâmica de dissilicato de lítio, onde os espécimes tratados com o glazeamento apresentaram superfícies mais homogêneas e o kit PO também apresentou superfícies mais lisas quando comparado com o kit PC, assim como na análise de rugosidade superficial. Em um estudo de Sonmez et. al.³¹, onde foi avaliada a caracterização superficial e as características mecânicas de diferentes materiais restauradores, foi encontrado na superfície da cerâmica IPS e.max CAD: SiO₂, Li₂O, P₂O₅, K₂O e Al₂O₃. No presente estudo foi encontrado O, Al, Si e K em todos os grupos estudados, C nos grupos GGD, GGDG e GGDC, P nos grupos GGD, GGDC e GGDOR, e Na nos grupos GG e GGDG, provavelmente devido a composição química do glaze utilizado.

A capacidade de uma prótese resistir às forças aplicadas sem que haja fratura ou deformação permanente é um aspecto a ser considerado, fato que justifica o ensaio mecânico de resistência à flexão como um importante teste, representando a mensuração coletiva das tensões de tração, compressão e cisalhamento^{39,40}. Os resultados do teste de resistência à flexão de 3 pontos mostraram que o grupo que recebeu a aplicação do glaze (GG) e sem nenhum desgaste com ponta diamantada apresentou maiores valores de resistência à flexão em MPa do que os demais grupos, independentemente do número de ciclos de ciclagem térmica. Isto, provavelmente ocorreu, pois o glaze forma uma camada adicional à cerâmica, podendo gerar uma maior resistência à flexão, reduzindo a profundidade e/ou selando as falhas críticas^{21,41}. Ainda, pelo fato de os demais grupos terem recebido a simulação do ajuste oclusal com um desgaste abrasivo com ponta diamantada, podendo levar à uma diminuição da resistência à flexão, onde a redução da resistência de um material cerâmico é uma consequência da granulação da ponta de acabamento e da velocidade utilizada durante o

desgaste. Assim, estes fatores estão diretamente relacionados aos defeitos e a quantidade de tensões geradas na superfície da cerâmica²¹. Tanto os grupos que receberam os polimentos intraoral de consultório quanto os grupos GGD e GGDG não apresentaram diferença estatística após CT2, provavelmente pelo fato que todos os espécimes terem recebido a mesma quantidade de desgaste durante o ajuste oclusal e o polimento em si não ser um fator determinante na resistência à flexão e, sim, o desgaste com a ponta diamantada.

Entretanto, apenas a resistência à flexão não é capaz de prever o comportamento a longo prazo dos materiais cerâmicos, devendo considerar outras propriedades mecânicas, tais como: como a tenacidade à fratura, dureza e módulo de elasticidade. O módulo de Young ou módulo de elasticidade foi utilizado para proporcionar a medida de rigidez da cerâmica de dissilicato de lítio. É uma propriedade intrínseca do material, dependente da composição química, microestrutura e defeitos (poros e trincas), que pode ser obtida da razão entre a tensão exercida e a deformação sofrida pelo material. Buscam-se melhorias significativas nas propriedades mecânicas das cerâmicas odontológicas, por meio do aumento do módulo de elasticidade e consequente limitação na propagação de trincas, já que materiais com alto módulo de elasticidade podem reduzir a probabilidade de fratura das restaurações²¹. Nos grupos onde foram utilizados os kits de polimento intraorais, não houve maiores valores de módulo de elasticidade do que os grupos que receberam a aplicação do glaze. No módulo de elasticidade sugere-se, então, que os tipos de polimentos (glaze ou kit de polimento intraoral) utilizados não influenciaram consideravelmente na cerâmica de dissilicato de lítio e o envelhecimento através da ciclagem térmica teve influência direta nos valores.

A ciclagem térmica supostamente prevê o comportamento das restaurações no ambiente oral, determinando, assim, a longevidade da restauração, levando em consideração as mudanças de temperatura, onde as temperaturas escolhidas neste estudo de 5°C e 55°C, propostas pelo ISO 1140³², baseiam-se em observações *in vivo* e são as mais utilizadas em estudos que utilizam testes de ciclos térmico²²⁻²⁶. Na rugosidade superficial, os grupos que receberam os polimentos, seja químico ou de consultório, apresentaram maiores valores após a ciclagem térmica, que se deve provavelmente pela degradação da superfície polida do material cerâmico durante o envelhecimento térmico. Já o grupo de controle negativo, que não recebeu polimento (GGD), apresentou uma diminuição dos valores de rugosidade superficial, supostamente devido à diminuição das ranhuras e porosidades, causadas pela ponta diamantada, através da degradação ocorrida na cerâmica. Essa diminuição da rugosidade no grupo GGD, após os ciclos de ciclagem térmica, pode ser observado qualitativamente quando comparadas as imagens de MEV de C, CT1 e CT2 (Figuras 7-9).

Porém, na análise de energia de superfície, todos os grupos após a ciclagem térmica apresentaram menores valores de energia de superfície.

Em relação da resistência à flexão, a presença de água durante a ciclagem térmica pode agir quimicamente nas pequenas fissuras e diminuir a resistência das cerâmicas²⁷. Nos grupos GG e GGDG não houve diferença estatisticamente significantes entre C e CT1, provavelmente porque 21.900 ciclos de ciclagem térmica não foram suficientes para afetar substancialmente a resistência à flexão da cerâmica de dissilicato de lítio. Após CT2, somente GG foi estatisticamente diferente dos demais grupos, com valores em MPa superiores que os demais, incluindo os grupos de repolimento. No estudo de Sonmez et. al.³¹, foram utilizados cinco tipos de materiais para o sistema CAD/CAM, incluindo IPS e.max CAD, e realizados 10.000 ciclos de ciclagem térmica. Os autores reportaram que não houve diferença estatisticamente significativa na resistência à flexão entre a cerâmica IPS e.max CAD, antes e após a termociclagem. Junto com estes dados³¹ e os dados do presente estudo, sugere-se que a cerâmica IPS e.max CAD demanda de um maior tempo de exposição ao ambiente oral (maior que 3 anos) para sofrer uma degradação suficiente para provocar uma diminuição na sua resistência à flexão.

É importante ressaltar a importância da busca de uma alternativa de polimento intraoral de próteses cerâmicas, em virtude da necessidade de ajustes oclusais na clínica odontológica, ocasionando a remoção do glaze e alteração da rugosidade superficial. Embora a aplicação de glaze tenha mostrado resultados mais favoráveis nas propriedades avaliadas no presente estudo, acredita-se que os kits de polimento intraoral são opções viáveis de polimento dessas superfícies alteradas pelos ajustes clínicos. Além disso, a aplicação de novo glaze consome maior tempo clínico, aumenta o risco de alteração cromática e fratura da cerâmica durante a queima, além de ser inviável após cimentação da prótese no paciente.



Conclusão

6. Conclusão

Com base em todos os resultados obtidos neste estudo, pode-se concluir que:

- Em relação a caracterização de superfície, os polimentos realizados com os kits de polimentos intraorais influenciaram positivamente na superfície após a simulação do ajuste oclusal, onde na rugosidade superficial o kit de polimento OptraFine foi superior.
- Em relação a resistência à flexão e ao envelhecimento, os grupos que receberam os polimentos com os kits de polimentos intraorais não apresentaram diferença entre si após 43.800 ciclos de ciclagem térmica, concluindo, então, que os dois kits apresentaram a mesma influência na superfície da cerâmica IPS e.max CAD. No módulo de elasticidade, dos polimentos que foram realizados após o ajuste oclusal, o grupo que recebeu glaze foi superior aos grupos que receberam o polimento com os kits de polimento intraorais.
- O repolimento favoreceu na caracterização de superfície dos espécimes, porém, não influenciou na resistência flexural e no módulo de elasticidade. Somente o grupo que recebeu polimento com o kit OptraFine apresentou menor valor, diferente estatisticamente dos demais.
- Em todas as análises quantitativas, o envelhecimento por meio da ciclagem térmica influenciou negativamente nas propriedades da cerâmica IPS e.max CAD, exceto para a análise de energia de superfície que, em geral, após o envelhecimento, houve uma diminuição dos valores, diminuindo, assim, a propensão à adesão bacteriana na superfície.



Referências

7. Referências

1. Vieira AC, Oliveira MCS, Lima EMCX, Rambob I, Leite M. Evaluation of the surface roughness in dental ceramics submitted to different finishing and polishing methods. J Indian Prosthodont Soc. 2013 Sep;13(3):290–5.
2. Oliveira-Junior OB, Buso L, Fujiy FH, Lombardo GHL, Campos F, Sarmiento HR, et al. Influence of polishing procedures on the surface roughness of dental ceramics made by different techniques. Gen Dent. 2013;61(1):e4-8.
3. Fraga S, Amaral M, Bottino MA, Valandro LF, Kleverlaan CJ, May LG. Impact of machining on the flexural fatigue strength of glass and polycrystalline CAD/CAM ceramics. Dent Mater. 2017 Nov;33(11):1286–97.
4. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. Cycle-dependent in vitro wear performance of dental ceramics after clinical surface treatments. J Mech Behav Biomed Mater. 2016 Jan;53:49–58.
5. Mohammadibassir M, Rezvani MB, Golzari H, Moravej Salehi E, Fahimi MA, Kharazi Fard MJ. Effect of Two Polishing Systems on Surface Roughness, Topography, and Flexural Strength of a Monolithic Lithium Disilicate Ceramic. J Prosthodont. 2017 Mar;
6. Yuan JC-C, Barao VAR, Wee AG, Alfaro MF, Afshari FS, Sukotjo C. Effect of brushing and thermocycling on the shade and surface roughness of CAD-CAM ceramic restorations. J Prosthet Dent. 2017 Sep;
7. Flury S, Diebold E, Peutzfeldt A, Lussi A. Effect of artificial toothbrushing and water storage on the surface roughness and micromechanical properties of tooth-colored CAD-CAM materials. J Prosthet Dent. 2017 Jun;117(6):767–74.
8. Palla E-S, Kontonasaki E, Kantiranis N, Papadopoulou L, Zorba T, Paraskevopoulos KM, et al. Color stability of lithium disilicate ceramics after aging and immersion in common beverages. J Prosthet Dent. 2017 Sep;
9. Kern M, Sasse M, Wolfart S. Ten-year outcome of three-unit fixed dental prostheses

- made from monolithic lithium disilicate ceramic. J Am Dent Assoc. 2012;143(3):234–40.
10. Steiner R, Beier US, Heiss-Kisielewsky I, Engelmeier R, Dumfahrt H, Dhima M. Adjusting dental ceramics: An in vitro evaluation of the ability of various ceramic polishing kits to mimic glazed dental ceramic surface. J Prosthet Dent. 2015 Jun;113(6):616–22.
11. Bestoon, Mohammed1; Nazar; Zahraa BA. An evaluation of the effect of different surface treatment on hardness and smoothness of pressable ceramic. J Dent Med Sci. 2015;14(2).
12. Hammerle C, Sailer I TA. Dental Ceramics. Essential Aspects for Clinical Practice. Quintessence. 2008;6.
13. Preis V, Grumser K, Schneider-Feyrer S, Behr M, Rosentritt M. The effectiveness of polishing kits: influence on surface roughness of zirconia. Int J Prosthodont. 2015;28(2):149–51.
14. Hahnel S, Rosentritt M, Handel G, Burgers R. Surface characterization of dental ceramics and initial streptococcal adhesion in vitro. Dent Mater. 2009 Aug;25(8):969–75.
15. Fasbinder DJ, Neiva GF. Surface Evaluation of Polishing Techniques for New Resilient CAD/CAM Restorative Materials. J Esthet Restor Dent. 2016;28(1):56–66.
16. Sagsoz O, Demirci T, Demirci G, Sagsoz NP, Yildiz M. The effects of different polishing techniques on the staining resistance of CAD/CAM resin-ceramics. J Adv Prosthodont. 2016 Dec;8(6):417–22.
17. Flury S, Lussi A, Zimmerli B. Performance of different polishing techniques for direct CAD/CAM ceramic restorations. Oper Dent. 2010;35(4):470–81.
18. Akar GC, Pekkan G, Cal E, Eskitascioglu G, Ozcan M. Effects of surface-finishing protocols on the roughness, color change, and translucency of different ceramic systems. J Prosthet Dent. 2014 Aug;112(2):314–21.
19. Rauch A, Reich S, Dalchau L, Schierz O. Clinical survival of chair-side generated

- monolithic lithium disilicate crowns:10-year results. Clin Oral Investig. 2018 May;22(4):1763–9.
20. Sakaguchi RL PJ. Restorative Materials-Ceramics. Elsevier Heal Sci. 2012;255.
 21. Albakry M, Guazzato M, Swain MV. Effect of sandblasting, grinding, polishing and glazing on the flexural strength of two pressable all-ceramic dental materials. J Dent. 2004 Feb;32(2):91–9.
 22. Fabris D, Souza JCM, Silva FS, Fredel M, Gasik M, Henriques B. Influence of specimens' geometry and materials on the thermal stresses in dental restorative materials during thermal cycling. J Dent. 2018 Feb;69:41–8.
 23. Henriques B, Goncalves S, Soares D, Silva FS. Shear bond strength comparison between conventional porcelain fused to metal and new functionally graded dental restorations after thermal-mechanical cycling. J Mech Behav Biomed Mater. 2012 Sep;13:194–205.
 24. Guarda GB, Correr AB, Goncalves LS, Costa AR, Borges GA, Sinhoreti MAC, et al. Effects of surface treatments, thermocycling, and cyclic loading on the bond strength of a resin cement bonded to a lithium disilicate glass ceramic. Oper Dent. 2013;38(2):208–17.
 25. Ehlers V, Kampf G, Stender E, Willershausen B, Ernst C-P. Effect of thermocycling with or without 1 year of water storage on retentive strengths of luting cements for zirconia crowns. J Prosthet Dent. 2015 Jun;113(6):609–15.
 26. Vidotti HA, Pereira JR, Insaurralde E, de Almeida ALPF, do Valle AL. Thermo and mechanical cycling and veneering method do not influence Y-TZP core/veneer interface bond strength. J Dent. 2013 Apr;41(4):307–12.
 27. Vidotti H-A, Pereira J-R, Insaurralde E, Placa LF, Delben JR, do Valle A-L. Influence of thermal and mechanical fatigue on the shear bond strength of different all-ceramic systems. J Clin Exp Dent. 2017 Aug;9(8):e952–7.
 28. Silva TM da, Salvia ACRD, Carvalho RF de, Pagani C, Rocha DM da, Silva EG da. Polishing for glass ceramics: which protocol? J Prosthodont Res. 2014 Jul;58(3):160–70.

29. Tsujimoto A, Barkmeier WW, Takamizawa T, Latta MA, Miyazaki M. Influence of Thermal Cycling on Flexural Properties and Simulated Wear of Computer-aided Design/Computer-aided Manufacturing Resin Composites. *Oper Dent*. 2017;42(1):101–10.
30. Dentistry—Ceramic IS (2015), Standardization materials GIO for, 1-28. 4th edition. ISO 6872.
31. Sonmez N, Gultekin P, Turp V, Akgungor G, Sen D, Mijiritsky E. Evaluation of five CAD/CAM materials by microstructural characterization and mechanical tests: a comparative in vitro study. *BMC Oral Health*. 2018 Jan;18(1):5.
32. Dentistry — Testing of Adhesion to Tooth Structure. ISO 11405. 2015.
33. Oliveira M, Pereira J. Extensible virtual environment systems using system of systems engineering approach. In University College London; 2007. p. 89–96. Available from: <https://www.scopus.com/inward/record.uri?eid=2-s2.0-48349122987&doi=10.1109%2FICAT.2007.30&partnerID=40&md5=0f3faa777a04c31d56093f3d031794e1>
34. Aykent F, Yondem I, Ozyesil AG, Gunal SK, Avunduk MC, Ozkan S. Effect of different finishing techniques for restorative materials on surface roughness and bacterial adhesion. *J Prosthet Dent*. 2010 Apr;103(4):221–7.
35. Matzinger M, Hahnel S, Preis V, Rosentritt M. Polishing effects and wear performance of chairside CAD/CAM materials. *Clin Oral Investig*. 2018 May;
36. Aurelio IL, Prochnow C, Guilardi LF, Ramos GF, Bottino MA, May LG. The effect of extended glaze firing on the flexural fatigue strength of hard-machined ceramics. *J Prosthet Dent*. 2018 Jun;
37. Quirynen M, Marechal M, Busscher HJ, Weerkamp AH, Darius PL, van Steenberghe D. The influence of surface free energy and surface roughness on early plaque formation. An in vivo study in man. *J Clin Periodontol*. 1990 Mar;17(3):138–44.

38. Dal Piva A, Contreras L, Ribeiro FC, Anami LC, Camargo S, Jorge A, et al. Monolithic Ceramics: Effect of Finishing Techniques on Surface Properties, Bacterial Adhesion and Cell Viability. *Oper Dent*. 2018;43(3):315–25.
39. Elsaka SE, Elnaghy AM. Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic. *Dent Mater*. 2016 Jul;32(7):908–14.
40. Bona A Della, Anusavice KJ, DeHoff PH. Weibull analysis and flexural strength of hot-pressed core and veneered ceramic structures. *Dent Mater*. 2003 Nov;19(7):662–9.
41. Baharav H, Laufer BZ, Pilo R, Cardash HS. Effect of glaze thickness on the fracture toughness and hardness of alumina-reinforced porcelain. *J Prosthet Dent*. 1999 May;81(5):515–9.



Anexos

8. Anexos

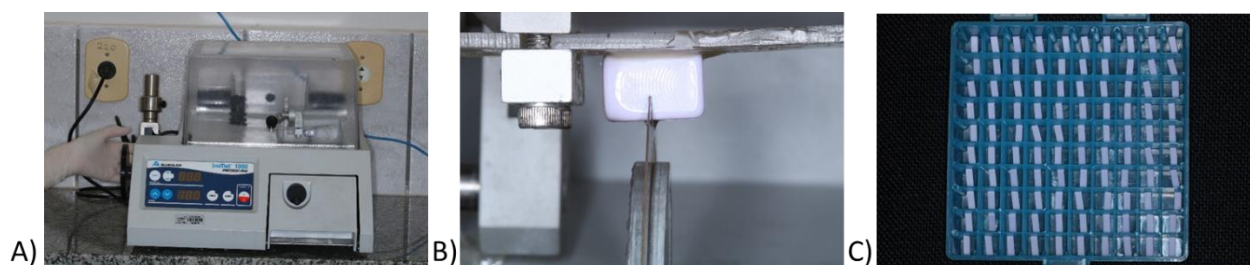


Figura 16: A) Cortadeira Metalográfica (Isomet 1000; Buehler). B) Bloco IPS e.max CAD posicionado para corte com disco diamantado. C) Espécimes IPS e.max CAD com dimensões 14x4x1,5 mm pré-sinterizados.

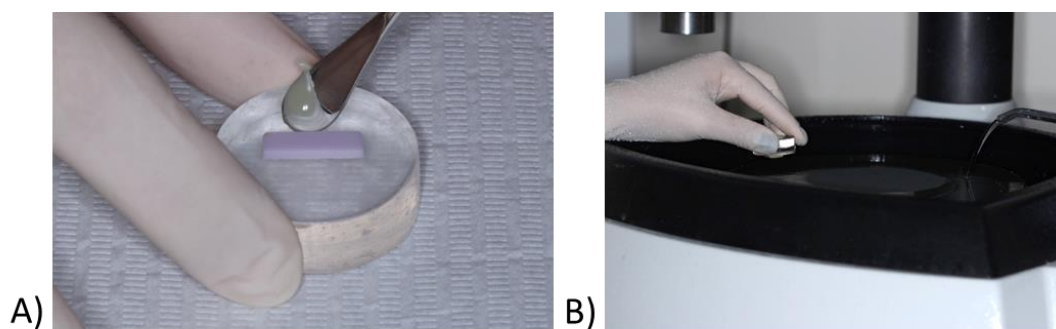


Figura 17: A) Espécimes fixados em uma base acrílica para realização do acabamento. B) Acabamento em poliriz automática (AutoMet 250, Buehler, Illinois, EUA).

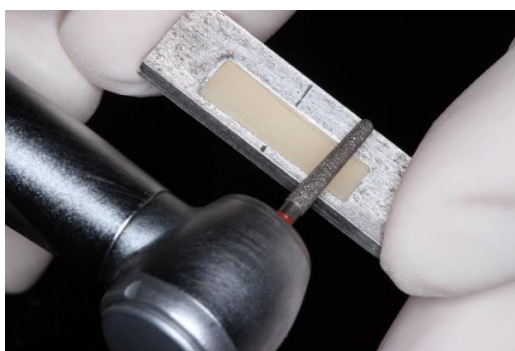


Figura 18: Espécime de IPS e.max CAD após sua sinterização e aplicação do glaze posicionado em uma matriz metálica com nicho de profundidade de 1,2 mm para desgaste de 0,3 mm em uma das faces com ponta diamantada (852F Jota, Switzerland) por 10 segundos com resfriamento de ar/água.

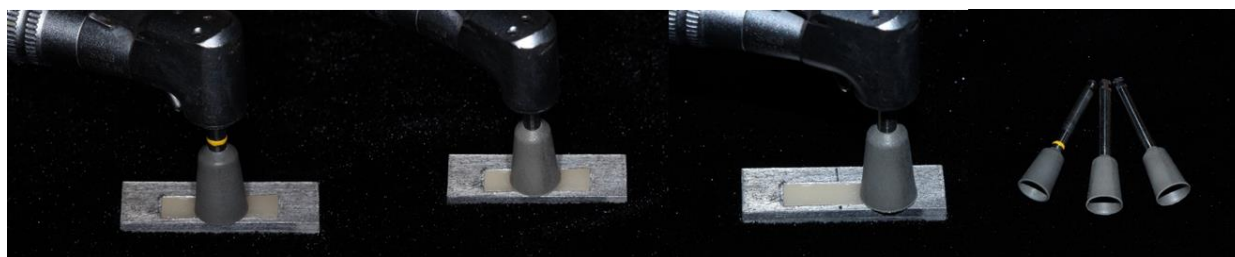


Figura 19: Espécime de IPS e.max CAD sinterizado e posicionado em uma matriz metálica para realização do polimento. Sequência de polimento do Kit de polimento Ceramisté (Shofu) composto por 3 pontas: Ceramisté Standart para pré-polimento; Ceramisté Ultra para polimento; Ceramisté Ultra II para polimento de alto brilho¹.

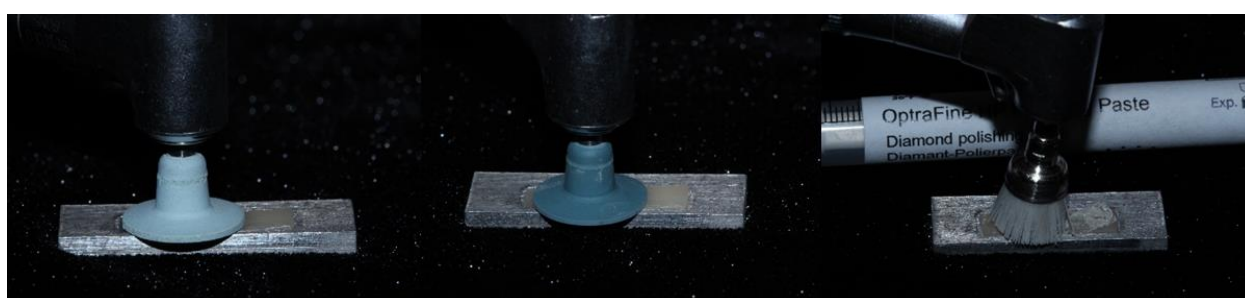


Figura 20: Espécime de IPS e.max CAD sinterizado e posicionado em uma matriz metálica para realização do polimento. Sequência de polimento do o Kit de polimento OptraFine (Ivoclar Vivadent AG), composto por 3 pontas e uma pasta diamantada: OptraFine F para acabamento; OptraFine P para polimento; OptraFine HP polimento com escova de nylon e pasta diamantada (2-4 μm).

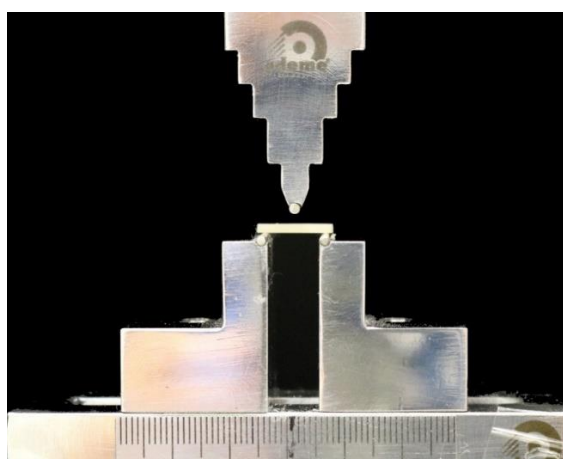


Figura 21: Espécime de IPS e.max CAD posicionado no dispositivo de resistência à flexão de 3 pontos.



Normas da revista

9. Normas da Revista

As normas de configuração do artigo da dissertação seguiram as normas exigidas pela Materials Science and Engineering: C, estando disponível em:

<https://www.elsevier.com/journals/materials-science-and-engineering:-c/0928-4931?generatepdf=true>